

Universidade de Brasília - UnB  
Faculdade UnB Gama - FGA  
Engenharia Eletrônica

# **Transdutor Ultrassônico HIFU: Modelagem, Construção e Ensaios**

Autor: Gabriela Freitas Gomes da Fonsêca  
Orientador: Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade

Brasília, DF  
2017





Gabriela Freitas Gomes da Fonsêca

# **Transdutor Ultrassônico HIFU: Modelagem, Construção e Ensaios**

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Orientador: Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade

Brasília, DF

2017

---

Gabriela Freitas Gomes da Fonsêca

Transdutor Ultrassônico HIFU: Modelagem, Construção e Ensaios/ Gabriela  
Freitas Gomes da Fonsêca. – Brasília, DF, 2017-  
80 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB  
Faculdade UnB Gama - FGA , 2017.

1. Palavra-chave01. 2. Palavra-chave02. I. Prof. Dr. Marcelino Monteiro de  
Andrade. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Transdutor  
Ultrassônico HIFU: Modelagem, Construção e Ensaios

CDU 02:141:005.6

---

Gabriela Freitas Gomes da Fonsêca

## **Transdutor Ultrassônico HIFU: Modelagem, Construção e Ensaios**

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 30 de Junho de 2017:

---

**Prof. Dr. Marcelino Monteiro de  
Andrade**  
Orientador

---

**Prof. Dr. Edson Alves da Costa Junior**  
Convidado 1

---

**Prof. Dr. Sandro Augusto Paulik  
Haddad**  
Convidado 2

Brasília, DF  
2017



*Dedico este trabalho àquelas pessoas que acreditaram em seus sonhos,  
e que foram maiores que seus medos.*





# Agradecimentos

Primeiramente agradeço a Deus por todo discernimento, sabedoria e motivação a mim concedido. Também agradeço imensamente a minha família e amigos por todo apoio que me deram durante esse longo caminho, de altos e baixos, que é a graduação.



*“Mas aqueles que contam com o Senhor,  
renovam suas forças; Ele dá-lhes asas de  
águia. Correm sem se cansar, vão para a frente  
sem se fatigar.  
(Bíblia Sagrada, Isaías 40, 31)*



# Resumo

Este trabalho tem como objetivo geral desenvolver um transdutor ultrassônico HIFU que, quando excitado com a potência e frequência correta, inicia o processo de ablação das células cancerígenas presentes no fígado humano. O desenvolvimento consiste na simulação do funcionamento do transdutor para a escolha adequada dos materiais a serem utilizados, em sua construção e na realização de ensaios para a aquisição e análise de resultados. As simulações baseiam-se na reprodução do processo de ablação no ambiente de atuação com as características do componente desenvolvido. A construção do atuador foi realizada respeitando todas as condições de acoplamentos e casamentos necessários para a condução e focalização correta das ondas ultrassônicas geradas. Os ensaios foram feitos em um ambiente que simulava o corpo humano e dele procurou-se observar a variação da temperatura e das lesões geradas, a partir da alteração do tempo de exposição ao processo de ablação e da potência aplicada junto ao transdutor. A partir dos resultados obtidos, uma minuciosa análise, junto as simulações e a teoria envolvida neste processo, foi feita a fim de atestar a funcionalidade do transdutor ultrassônico HIFU para futuramente uni-lo com os outros subsistemas, que encontram-se em desenvolvimento, e desenvolver um equipamento HIFU nacional.

**Palavras-chaves:** Transdutor ultrassônico. HIFU. Ablação. Simulação HIFU. Construção de um transdutor.



# Abstract

This paper aims to a development of an ultrasonic transducer HIFU, that when excited with a correct power and frequency, it starts the process of ablation of cancer cells present in human liver. Development consists of simulation of the transducer operation for an appropriate choice of materials to be used in the construction and in the performance of tests for the acquisition and analysis of results. The simulations were based on the reproduction of the process of ablation in the environment performance as characteristics of the component developed. The construction of the actuator, it was considered respecting all conditions of couplings and marriages for a correct conduction and focus of the generated ultrasonic waves. The assays were performed in an environment that simulates the human body and it was sought to observe the variation of temperature and lesions generated from the change in exposure time and the power applied to the transducer. From the results obtained, a thorough analysis, with simulations and a theory involved in the process, was in order to obtain the functionality of the HIFU ultrasonic transducer for future joining it with the other subsystems, which are in development, and develops a national HIFU equipment.

**Key-words:** Ultrasonic transducer. HIFU. Ablation. HIFU simulation. Construction of a transducer.





# Lista de ilustrações

Figura 1 – Ilustração do efeito de focalização de uma lente esférica (ANTHONY et al., 1985).	32
Figura 2 – Definição dos eixos de polarização e indicação dos movimentos (GUO; CAWLEY, 1991).	35
Figura 3 – Circuito equivalente de Mason simplificado (CHURCH; PINCOCK, 1985).	37
Figura 4 – Estrutura final do transdutor.	44
Figura 5 – Dimensões da cerâmica.	44
Figura 6 – Contatos elétricos junto a cerâmica.	46
Figura 7 – Suporte para camada de retaguarda.	47
Figura 8 – Posicionamento do transdutor no recipiente de teste.	50
Figura 9 – Imagem microscópica da placa de acrílico após a ablação.	51
Figura 10 – Fluxograma de testes.	52
Figura 11 – Simulação feita com a potência de 40W e temperatura da água a 22 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 1 segundo, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).	55
Figura 12 – Simulação feita com a potência de 40W e temperatura da água a 22 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 2 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).	55
Figura 13 – Simulação feita com a potência de 40W e temperatura da água a 22 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 3 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).	55
Figura 14 – Simulação feita com a potência de 40W e temperatura da água a 22 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 4 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).	56
Figura 15 – Simulação feita com a potência de 40W e temperatura da água a 24 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 5 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).	56

Figura 16 – Simulação feita com a potência de 54W e temperatura da água a 22 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 1 segundo, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm). . . . .	57
Figura 17 – Simulação feita com a potência de 54W e temperatura da água a 25 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 2 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm). . . . .	58
Figura 18 – Simulação feita com a potência de 54W e temperatura da água a 25 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 3 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm). . . . .	58
Figura 19 – Simulação feita com a potência de 54W e temperatura da água a 25 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 4 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm). . . . .	58
Figura 20 – Simulação feita com a potência de 54W e temperatura da água a 25 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 5 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm). . . . .	59
Figura 21 – Simulação feita com a potência de 60W e temperatura da água a 20 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 1 segundo, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm). . . . .	60
Figura 22 – Simulação feita com a potência de 60W e temperatura da água a 20 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 2 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm). . . . .	60
Figura 23 – Simulação feita com a potência de 60W e temperatura da água a 20 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 3 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm). . . . .	60
Figura 24 – Simulação feita com a potência de 60W e temperatura da água a 20 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 4 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm). . . . .	61

Figura 25 – Simulação feita com a potência de 60W e temperatura da água a 20 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 5 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm). . . . .	61
Figura 26 – Pontos de ablação na placa de acrílico. . . . .	63
Figura 27 – Placas de acrílico utilizadas. . . . .	63
Figura 28 – Gráfico da Variação de Temperatura x Tempo de Ablação. Em vermelho está representado o ponto seco e em azul o ponto em contato com a água. . . . .	66
Figura 29 – Gráfico da Variação de Temperatura x Potências de Ablação. Em vermelho está representado o ponto seco e em azul o ponto úmido. . . . .	67
Figura 30 – Pontos onde ocorreram a ablação. . . . .	69
Figura 31 – Imagem microscópica dos pontos de ablação. . . . .	70
Figura 32 – Imagem lateral da placa de acrílico onde ocorreu a ablação. . . . .	70
Figura 33 – Simulação do processo de ablação no tecido hepático, com potência de 60W e tempo de ablação de 5 segundos. (a) Intensidade atingida com relação ao eixo radial. (b) Taxa de aquecimento na direção radial.(c) Variação da pressão com relação ao eixo axial. (d) Variação da pressão nas cinco primeiras harmônicas com relação ao eixo radial. (e) Intensidade atingida com relação ao eixo axial.(f) Taxa de aquecimento na direção axial. (g) Variação da pressão (h) Variação da temperatura com relação ao tempo. (i) Variação da temperatura com relação a distância. . . . .	80



# Lista de tabelas

Tabela 1 – Informações técnicas a respeito da cerâmica utilizada neste projeto. . .	45
Tabela 2 – Eixos gráficos gerados pela <i>axisymmetricKZK</i> . . . . .	54
Tabela 3 – Eixos gráficos gerados pela <i>axisymmetricBHT</i> . . . . .	54
Tabela 4 – Temperaturas máximas atingidas com a potência de 40W. . . . .	57
Tabela 5 – Temperaturas máximas atingidas com a potência de 54W. . . . .	59
Tabela 6 – Temperaturas máximas atingidas com a potência de 60W. . . . .	62
Tabela 7 – Temperatura (°C) da água durante o ensaios. . . . .	64
Tabela 8 – Temperatura (°C) medida após a ablação no ponto em contato com a água. . . . .	64
Tabela 9 – Temperatura (°C) da água medida após a ablação no ponto seco. . . .	64
Tabela 10 – Valores de temperatura normalizados no ponto úmido; média dos re- sultados em cada tempo; e desvio padrão dos resultados em cada tempo. . . .	65
Tabela 11 – Valores de temperatura normalizados no ponto sem contato com a água; média dos resultados em cada tempo; e desvio padrão dos re- sultados em cada tempo. . . . .	65
Tabela 12 – Valores de temperatura normalizados no ponto em contato com a água; média dos resultados para cada valor de potência; e desvio padrão dos resultados para cada valor de potência. . . . .	66
Tabela 13 – Valores de temperatura normalizados no ponto sem contato com a água; média dos resultados para cada valor de potência; e desvio padrão dos resultados para cada valor de potência. . . . .	67
Tabela 14 – Áreas ( $mm^2$ ) das avarias. . . . .	68
Tabela 15 – Perímetro (mm) das avarias. . . . .	69



# Lista de abreviaturas e siglas

HIFU	High Intensity Focused Ultrassound
PZT	Titanato Zirconato de Chumbo





# Lista de símbolos

$K_p$	Acoplamento piezelétrico
$K_{ef}$	Acoplamento eletromecânico
$f_r$	Frequência de ressonância
$f_{ar}$	Frequência de anti-ressonância
$Z$	Impedância acústica
$\rho$	Densidade
$c$	Velocidade
$L$	Campo acústico incidente
$D$	Coefficiente de transmissão
$\lambda$	Espessura
$R_r$	Impedância na frequência de ressonância
$C_r$	Capacitância em série na ressonância
$L_r$	Indutância em série na ressonância
$C_0$	Capacitância elétrica
$R_0$	Perdas elétricas



# Sumário

<b>1</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>31</b>
<b>1.1</b>	<b>Histórico HIFU</b>	<b>31</b>
<b>1.2</b>	<b>HIFU aplicado à saúde</b>	<b>31</b>
<b>1.3</b>	<b>Desnaturação celular</b>	<b>33</b>
<b>1.4</b>	<b>Interações do ultrassom com os tecidos biológicos</b>	<b>34</b>
<b>1.5</b>	<b>Transdutor Ultrassônico</b>	<b>34</b>
1.5.1	Elemento ativo	35
1.5.2	Backing layer/Camada de retaguarda	37
1.5.3	Maching layer/Camada de compatibilização acústica	39
<b>1.6</b>	<b>Compatibilização elétrica</b>	<b>40</b>
<b>1.7</b>	<b>Revestimento</b>	<b>41</b>
<b>1.8</b>	<b>Sensibilidade do transdutor ultrassônico</b>	<b>42</b>
<b>2</b>	<b>DESENVOLVIMENTO</b>	<b>43</b>
<b>2.1</b>	<b>Construção do transdutor ultrassônico</b>	<b>43</b>
2.1.1	Documentação da cerâmica	44
2.1.2	Disposição dos contatos elétricos junto a cerâmica	45
2.1.3	Camada de retaguarda	46
2.1.4	Impedância acústica da camada de retaguarda	48
2.1.5	Compatibilização elétrica	48
2.1.6	Camada de acoplamento acústico	49
<b>2.2</b>	<b>Protocolos de Ensaios</b>	<b>49</b>
<b>3</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	<b>53</b>
<b>3.1</b>	<b>Resultados simulados</b>	<b>53</b>
3.1.1	Simulações com a potência de 40W	54
3.1.2	Simulações com a potência de 54W	57
3.1.3	Simulações com a potência de 60W	59
<b>3.2</b>	<b>Resultados experimentais</b>	<b>62</b>
3.2.1	Variações dos resultados com relação aos tempos de ablação	65
3.2.2	Variações dos resultados com relação as potências de ablação	66
3.2.3	Interpretação dos resultados experimentais	67
<b>3.3</b>	<b>Análise qualitativa</b>	<b>68</b>
<b>3.4</b>	<b>Análise geral</b>	<b>71</b>
<b>4</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	<b>73</b>

4.0.1	Trabalhos futuros . . . . .	74
	<b>REFERÊNCIAS . . . . .</b>	<b>75</b>
	<b>APÊNDICES</b>	<b>77</b>
	<b>APÊNDICE A – SIMULAÇÃO DO PROCESSO DE ABLAÇÃO PARA O TECIDO HEPÁTICO . . . . .</b>	<b>79</b>

# Introdução

Este capítulo apresenta uma contextualização acerca das possíveis aplicações do High Intensity Focused Ultrasound (HIFU) e os objetivos deste trabalho. Diante das possibilidades levantadas, é apresentada uma proposta para o desenvolvimento de um protótipo do transdutor ultrassônico HIFU a fim de nacionalizar a solução e consequentemente torná-la acessível à população.

## Contextualização e Problematização

A incidência de câncer está aumentando em todo o mundo. Dos cânceres diagnosticados recentemente, 70% são em órgãos confinados (rins, próstata), cuja localização é de difícil acesso e manuseio delicado, e provavelmente adequado para terapia potencialmente curativa. Muitas opções de tratamento estão disponíveis incluindo as opções de tratamento padrão, que são a cirurgia e a radioterapia. A morbidade associada ao tratamento é significativa, assim, torna-se contínua a busca por um produto tão minimamente invasivo quanto possível como uma alternativa confiável à cirurgia ou radioterapia (HIFU, 2016).

No Brasil, o gasto do Ministério da Saúde com tratamentos contra câncer cresceu 66% nos últimos cinco anos, saltando de R\$ 2,1 bilhões em 2010 para R\$ 3,5 bilhões em 2015. O montante inclui recursos para procedimentos como cirurgias oncológicas, quimioterapia, radioterapia, hormonioterapia e cuidados paliativos. Também cresceu, no período analisado, o número de pacientes com câncer atendidos no Sistema Único de Saúde (SUS) (SAÚDE, 2016).

Nos últimos cinco anos, o volume de doentes em tratamento na rede pública passou de 292 mil para 393 mil. Os números são reflexos do aumento de casos de câncer no país nos últimos anos e do lançamento de novas terapias e medicamentos de alto custo contra a doença. Eles indicam um desafio: com o envelhecimento da população, a tendência é que os casos da doença cresçam ainda mais e exijam um investimento maior nas áreas de prevenção, detecção e tratamento (SAÚDE, 2016).

Nesse sentido, nos últimos anos houve um aumento significativo no desenvolvimento de tecnologias voltadas para o tratamento de câncer. Dentre elas, destaca-se neste trabalho o HIFU. A Terapia Focal HIFU (High Intensity Focused Ultrasound) é um tratamento de câncer em que apenas o tumor é tratado, preservando os tecidos circundantes. A técnica evita que estruturas importantes localizadas ao redor da célula cancerígena sejam atingidas pelas ondas ultrassônicas, o que reduz os efeitos colaterais, sendo indicada

para pessoas com câncer de risco baixo ou intermediário, sendo eficiente em cerca de 80% dos pacientes que se submetem a este tratamento (SAÚDE, 2016).

O custo deste tratamento é elevado por se tratar de um equipamento caro e dos altos gastos com o procedimento (médico, taxas hospitalares, remédios e acomodação). Para estágios iniciais do câncer, as chances de remoção do tumor são altas. Não há perda de sangue, a radiação envolvida é não ionizante e o pós-operatório é consideravelmente mais rápido em comparação ao de uma cirurgia. Assim, é possível compreender o elevado potencial dessa técnica. Infelizmente, no Brasil, o custo de aquisição e manutenção de um equipamento HIFU utilizado para o tratamento de câncer é exorbitante, chegando a milhões de dólares, justificando a baixa quantidade de equipamentos no país.

Neste contexto, a proposta desse trabalho é definida como a construção de um transdutor ultrassônico HIFU a fim de posteriormente iniciar o desenvolvimento de um protótipo do equipamento HIFU que permitiria posteriormente a fabricação nacional de um equipamento HIFU, possibilitando dessa forma, além do avanço tecnológico no país, a melhora na disponibilidade e acessibilidade a esta relevante forma de tratamento do câncer.

## Objetivos

O projeto, financiado pela Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP) e por bolsas iniciação científica concedidas pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), visa a modelagem, construção e ensaios experimentais de um transdutor ultrassônico voltado para a aplicação HIFU. Este transdutor ao ser excitado pelo sistema de alimentação, deverá gerar ondas ultrassônicas focalizadas com potência e frequência suficientemente altas para iniciar o processo de ablação junto ao órgão desejado, neste caso o fígado. Dessa forma, com o processo de desenvolvimento deste dispositivo será possível projetar e produzir transdutores adaptados à tecnologia presente no país e, juntamente com os sistemas de alimentação e controle que encontram-se em andamento, desenvolver um equipamento HIFU nacional.

### Objetivo Geral

Simulação computacional, construção física e ensaios experimentais de um transdutor HIFU para aplicação biomédica

### Objetivos Específicos

1. Modelagem e simulação computacional do transdutor e do meio de atuação;
2. Especificação das camadas de backing e matching para aplicação biomédica;

3. Construção do transdutor HIFU funcional; e
4. Concepção e aplicação de protocolo experimental de avaliação do transdutor.

## Justificativa

A possibilidade da apropriação do conhecimento e competência para o desenvolvimento de um produto nacional, bem como o projeto de um sistema com custos menores, maior eficiência e uma ampla aplicabilidade caracterizam o diferencial deste projeto com relação ao aparelho HIFU comercializável por países estrangeiros.

Para criação desse sistema é necessário o projeto de um gerador de ondas ultrassônicas, que por sua vez será empregado junto a um transdutor ultrassônico que focalizará esta onda para que ela seja aplicada no local pré-determinado, o que implica na necessidade do desenvolvimento de hardwares, sistema de focalização e transmissão robustos.

A crescente necessidade por novos tratamentos oncológicos, estéticos e terapêuticos impulsionou o desenvolvimento do HIFU. Este aparelho, devido aos seus resultados, apresentou-se nos últimos anos como uma eficiente forma de tratamento, o que motivou o estudo progressivo no desenvolvimento e aperfeiçoamento do mesmo, principalmente no exterior. Infelizmente, esta tecnologia não se encontra tão difundida no Brasil, como em outros países europeus e americanos, acarretando assim em um custo bastante elevado de aquisição e manutenção. A maior acessibilidade a esse equipamento possibilitaria uma melhora na saúde pública bem como na qualidade de vida das pessoas que dele necessitam.





# 1 Fundamentação Teórica

Este capítulo descreve os conhecimentos necessários para o entendimento das soluções, metodologia e materiais utilizados na elaboração deste projeto. Será possível conhecer como deu-se o desenvolvimento do transdutor até as equações bases que modelam seu comportamento.

## 1.1 Histórico HIFU

As aplicações terapêuticas do ultrassom são datadas desde seu uso como uma técnica de obtenção de imagens. Em 1927 foi reconhecido que o ultrassom é capaz de produzir mudanças duradouras em sistemas biológicos, tornando-se assim o início de ambos os estudos de segurança e terapia utilizando-o ([OLYMPUS, 2016](#)).

Em 1942, Lynn et al deu início aos primeiros estudos e aplicações do HIFU utilizando-o com uma técnica minimamente invasiva que faz o uso da energia acústica focalizada, dinâmica ou estaticamente, para o tratamento de tumores sólidos.

A primeira máquina comercial HIFU, denominada *Sonablate 200*, foi desenvolvida pela empresa americana *Focus Surgery, Inc. (Milipitas, CA)* e lançada na Europa em 1994, após receber a aprovação técnica europeia, trazendo uma primeira validação médica da tecnologia para hiperplasia prostática benigna (HPB). Estudos abrangentes demonstraram eficácia clínica para a destruição de tecido prostático sem perda de sangue ou efeitos colaterais em longo prazo. Estudos posteriores realizados por Murat e colegas no Hospital Edouard Herriot em Lyon em 2006 mostraram que após o tratamento com *Ablatherm*, as taxas de sobrevivência livre de progressão são muito elevadas para o risco de baixo e médio risco Pacientes com câncer de próstata recorrente (70% e 50% respectivamente) ([GELET et al., 2007](#)).

## 1.2 HIFU aplicado à saúde

Devido à capacidade de penetração profunda nos tecidos vivos, a aplicação de ondas ultrassônicas tornou-se recentemente uma área interessante no tratamento não invasivo e na medicina de diagnóstico ([CURRA et al., 2000](#)). As ondas ultrassônicas fornecem energia mecânica para a área pretendida no interior do corpo e a absorção desta energia pode aumentar a temperatura do tecido para um valor relativamente elevado ([PITT; HUSSEINI; STAPLES, 2004](#)). O controle da elevação da temperatura, resultante da energia mecânica absorvida pelo corpo, é realizado a partir do controle da intensidade e da

frequência da onda ultrassônica. Durante a propagação dessas ondas pelo corpo, ocorre o depósito de energia entre os tecidos. O aumento da intensidade das ondas e a focalização das mesmas permite o armazenamento de uma grande quantidade de energia nos tecidos, resultando na sua destruição por meio do rompimento celular e necrose (WEISS, 1973).

Uma fonte de ultrassons é focalizada a uma profundidade selecionada no interior do corpo para proporcionar uma área de alta densidade de energia, em que áreas previsíveis e bem demarcadas de tecido podem ser destruídas enquanto preserva-se o tecido sobrejacente e circundante (ANTHONY et al., 1985). Na Figura 1 é possível verificar isto.

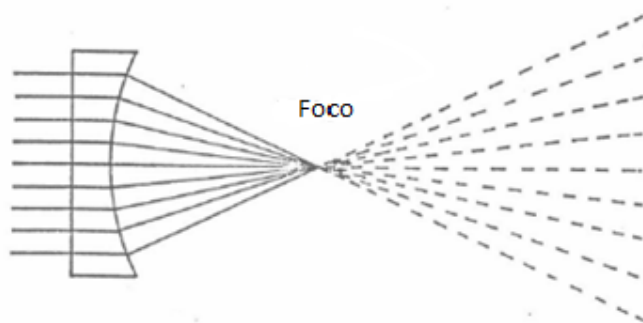


Figura 1 – Ilustração do efeito de focalização de uma lente esférica (ANTHONY et al., 1985).

Esta fonte de energia é derivada a partir de um transdutor piezocerâmico, que muda rapidamente a sua configuração física em resposta a um potencial elétrico aplicado. Esta mudança súbita resulta na geração de uma onda acústica de ultrassom em que a frequência é diretamente proporcional à tensão aplicada. As frequências utilizadas na terapia com HIFU estão na gama de 0,5 a 10 MHz, e a densidade de potência na área alvo varia de 750 a 4500  $\text{w/cm}^2$ . As temperaturas de 80 a 100 °C são geradas na zona focal num curto espaço de exposição de. O tamanho e forma das lesões são dependentes da densidade de potência da superfície e a duração da exposição (NORTON; STEPHEN, 2002).

A focalização da onda acústica é dada a partir de um transdutor côncavo ou pela colocação de uma lente na frente do transdutor. Tal como com outras formas de energia acústica, a via de energia deve excluir o ar para evitar a dispersão de energia e os danos para os tecidos normais, um processo conhecido como acoplamento (NORTON; STEPHEN, 2002).

Quando a energia do ultrassom passa através de um meio viscoso, tal como o tecido macio humano, a intensidade do feixe é atenuada. Esta atenuação depende tanto da energia que é absorvida pelo meio, bem como da energia que é dispersa a partir de interfaces ou heterogeneidades no interior do tecido. Uma vez que a maior parte da atenuação está relacionada com a absorção de tecido, pode-se presumir que quase toda a energia dos feixes primários do ultrassom leva ao aquecimento dos tecidos e a ablação dos mesmos (PIERRAT, 2008).

### 1.3 Desnaturação celular

Outra importante componente que descreve o comportamento da célula quando submetido a altas temperaturas é a componente da desnaturação celular. No processo de desnaturação conforme a temperatura sobe, muitas das estruturas essenciais dentro das células são desnaturadas: estas incluem DNA, RNA e a membrana das células. A desnaturação resulta na perda da função celular via coagulação das macromoléculas. A coagulação termal produz necrose na célula e, se difundida, uma queimadura (SEIP et al., 2010).

A maioria das células humanas podem facilmente resistir a temperaturas até 40°C. A combinação de ambos tempo e temperatura determina se uma dada população celular pode sobreviver em temperaturas mais elevadas. Isto ocorre porque a desnaturação termal é um processo de proporção: o calor aumenta a velocidade que as moléculas se desnaturam.

Lesões termais são bem descritas por um modelo Arrhenius, o qual diz que o nível de desnaturação celular é exponencialmente relacionado à temperatura. Assim o acúmulo do material desnaturado aumenta exponencialmente com a temperatura, e proporcionalmente com o tempo. Próximo de uma temperatura crítica (a qual é diferente para diferentes tecidos) ocorre uma rápida coagulação (SEIP et al., 2010).

A desnaturação das células podem ser caracterizadas por uma taxa constante pela fórmula de Arrhenius que é uma equação que define proporcionalmente a quantidade de tecidos lesados. A fórmula de Arrhenius encontra-se na Eq. (1.1).

$$\Omega(x, t) = \int_0^t A e^{\frac{-\Delta E}{RT(x, t)}} dt \quad (1.1)$$

Onde, a variável  $\Omega$  é correspondente a um dano acumulado,  $T$  é a temperatura (K) que depende da posição e do tempo,  $R$  a constante dos gases 8,314 ( $\frac{J}{K.mol}$ ),  $A$  é o fator de frequência e o  $\Delta E$  ( $\frac{J}{mol}$ ) é a energia de ativação que depende do tecido de estudo. Tanto  $A$  quanto  $\Delta E$  dependem do tecido, e seus valores já foram medidos experimentalmente para o fígado:  $2,984 \times 10^{80}$  ( $s^{-1}$ ) e  $5.064 \times 10^5$  ( $\frac{J}{mol}$ ) respectivamente. Quando  $\Omega > 1$  o dano térmico para o tecido é considerado irreversível.

## 1.4 Interações do ultrassom com os tecidos biológicos

A onda ultrassônica, ao se propagar pelas estruturas biológicas, interage com os tecidos de acordo com as suas características. Os tipos de interações que ocorrem são similares aos comportamentos das ondas observadas na luz: reflexão, refração, espalhamento, difração, divergência, interferência e absorção. Com exceção da interferência, todas as interações reduzem a intensidade do feixe, que é denominada de atenuação. Esta possui um coeficiente (expresso em  $\text{dB}/\text{cm}^{-1}$ ) nos diferentes tecidos e depende das propriedades do meio e da frequência de emissão do ultrassom. Quanto à absorção, é o processo pelo qual a energia ultrassônica é transformada em outras formas de energia, primariamente calor. Sua taxa é proporcional à densidade tecidual ([HEDRICK; HYKES; STARCHMAN, 1992](#)).

## 1.5 Transdutor Ultrassônico

Os transdutores ultrassônicos são produzidos em várias configurações (elemento único, arrays lineares e circulares) para diferentes aplicações (imagens médicas, ensaios não-destrutivos), e para trabalhar em diversas frequências ultra-sônicas. O campo acústico gerado pelo transdutor é transmitido para qualquer meio de propagação de ultra-som e, sendo para o interior do corpo humano, ocorre por meio de um acoplamento e da superfície da pele e então se propaga através da estrutura a ser examinada. Quando a onda ultrassônica encontra uma interface entre meios diferentes, como a parede de um órgão, parte da energia é refletida e parte é transmitida. Esta energia refletida é captada pelo transdutor, amplificada, processada e pode ser utilizada, por exemplo, para formar a imagem da estrutura sob exame ([NASCIMENTO, 2003](#)).

Muitos fatores, incluindo o tipo de elemento transdutor, a construção mecânica, a compatibilização elétrica e as condições externas de cargas mecânica e elétrica, influenciam o comportamento de um transdutor. A construção mecânica influencia seu desempenho com parâmetros importantes tais como a área de superfície da radiação, o amortecimento mecânico, o encapsulamento, e outras variáveis da construção física ([NASCIMENTO, 2003](#)).

A construção de um transdutor pode permitir que ele opere como dois transdutores, um receptor e um transmissor, que têm características de desempenho idênticas, ou seja, que ele tenha a mesma eficiência tanto operando como transmissor como operando como receptor.

### 1.5.1 Elemento ativo

O elemento transdutor ou elemento ativo é aquele que converte a excitação elétrica em campo acústico, na operação de transmissão, ou converte a pressão do som em sinal elétrico, operando como receptor.

Cerâmicas piezoelétricas são os elementos transdutores mais utilizados como detectores e geradores de potência acústica, para aplicações em alta frequência, que é o caso dos transdutores ultra-sônicos para aplicação médica (NASCIMENTO, 2003).

O elemento ativo de um transdutor ultrassônico básico é um disco de cerâmica piezoelétrica, com diâmetro maior que a espessura e com eletrodos metálicos depositados nas faces paralelas.

Normalmente, o disco de cerâmica é polarizado na direção do eixo 3 (Figura 2), para vibrar preferencialmente no modo espessura, porém, quando a cerâmica é excitada para vibrar num modo principal, parte da energia também é acoplada a outros modos. Em um disco de cerâmica piezoelétrica vibrando livre, os modos de vibração mais intensos são o modo espessura e o radial (GUO; CAWLEY, 1991).

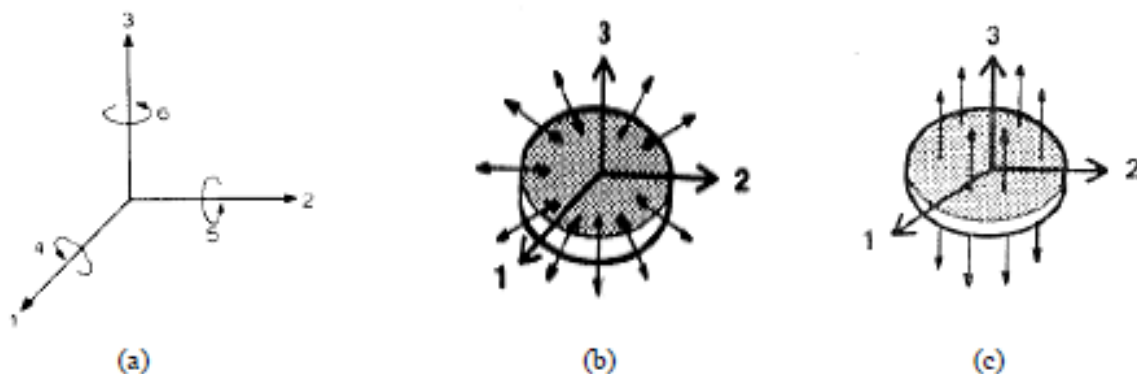


Figura 2 – Definição dos eixos de polarização e indicação dos movimentos (GUO; CAWLEY, 1991).

Na Figura 2, 1, 2 e 3 representam os eixos de polarização ortogonais e 4, 5 e 6 a indicação dos movimentos de cisalhamento. Tem-se em (a) os principais modos de vibração radial e espessura (b) disco de cerâmica piezoelétrica vibrando no modo radial e (c) no modo espessura (GUO; CAWLEY, 1991).

Apesar de existirem outros modos de vibração em um material piezoelétrico, apenas os modos de vibração radial e espessura (Figura 2) são significativos em um transdutor de ultra-som construído com um disco de cerâmica piezoelétrica.

A maioria das técnicas comumente usadas para análise de características de vibração de discos piezoelétricos é unidimensional e assume que o disco piezoelétrico vibra

somente na direção da espessura como no movimento de um pistão plano: quando uma diferença de tensão elétrica é aplicada entre as duas faces da superfície do disco, através de eletrodos, o disco deforma-se na direção da espessura e as duas faces do disco permanecem planas durante a vibração (IEEE, 1978).

Quanto maior a relação diâmetro/espessura ( $D/E$ ) do disco cerâmico, maior a separação entre o modo radial ou planar e o modo espessura e maior a semelhança de seu comportamento vibracional ao de um pistão plano (NASCIMENTO, 2003).

As cerâmicas de alta potência são assim denominadas por poderem ser usadas com geradores de alta voltagem, uma vez que sendo menos suscetíveis ao próprio aquecimento podem suportar alto nível de excitação elétrica. Elas apresentam diversas características (GALLEGO, 1989), dentre as quais:

- Baixa perda dielétrica: Baixa energia é dissipada dentro do material dielétrico quando submetidas à alta tensão, perdendo, portanto, pouco com aquecimento;
- Alta constante dielétrica: Relativo à habilidade de um material armazenar energia elétrica quando é aplicada uma voltagem, logo, são bem isolantes. É inversamente proporcional à impedância elétrica;
- Alto fator de acoplamento eletromecânico  $K_{ef}$ : Fração de energia elétrica que pode ser convertida em mecânica e vice-versa.

O fator de acoplamento piezelétrico ( $K_p$ ) descreve tanto a conversão de energia eletro-mecânica quanto a conversão de energia mecânica em elétrica de um elemento transdutor, porém não representa necessariamente toda a eficiência do efeito piezoelétrico. O valor do fator de acoplamento depende das condições de contorno mecânicas: se o elemento transdutor tem suas bordas livres ou presas (HUNT; ARDITI; FOSTER, 1983a).

O coeficiente efetivo de acoplamento eletro-mecânico é obtido pela relação entre as frequências de ressonância e de anti-ressonância de um dado modo de vibração, sendo que, quanto maior a diferença entre estas frequências, mais acoplado se encontra este modo de vibração, tendo com isso, este modo, maior influência na forma de vibração final da cerâmica. Este coeficiente é representado matematicamente pela Eq. (1.2):

$$k_{ef} = \frac{f_{ar}^2 - f_r^2}{f_{ar}^2} \quad (1.2)$$

onde:  $f_{ar}$  = frequência de anti-ressonância e  $f_r$  = frequência de ressonância

Usando o modelo simplificado de Mason (Figura 3), que representa o comportamento do elemento piezoelétrico próximo à ressonância, a frequência de ressonância é aquela em que o valor do módulo da impedância é mínimo e a frequência de anti-ressonância é aquela em que o valor do módulo da impedância é máximo; tanto para

frequência de ressonância como para a frequência de anti-ressonância a fase da impedância é nula.

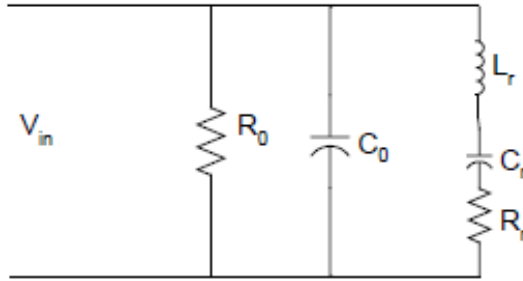


Figura 3 – Circuito equivalente de Mason simplificado (CHURCH; PINCOCK, 1985).

No circuito equivalente de Mason  $R_0$  e  $C_0$  representam as perdas e a capacitância intrínseca da cerâmica e  $L_r$ ,  $C_r$  e  $R_r$  representam os efeitos inerciais, elásticos e de atrito, respectivamente, do elemento transdutor na ressonância (CHURCH; PINCOCK, 1985).

Para um transdutor de ultra-som em que o elemento ativo é um disco de cerâmica piezoelétrica, quanto mais alta a frequência de trabalho, menor deve ser a espessura do disco. Os transdutores que geram as frequências mais altas produzem comprimentos de onda mais curtos e permitem maior resolução. No entanto, a absorção das frequências mais altas, pelos tecidos do corpo, é maior, fazendo com que a penetração do campo acústico seja menor. A energia acústica é absorvida de maneira diferente pelos diversos tecidos biológicos, pois a absorção depende também da elasticidade e da densidade do meio de transmissão do ultrassom (AERO, 1978).

### 1.5.2 Backing layer/Camada de retaguarda

Esta camada é usada para dar suporte mecânico ao transdutor, para garantir máxima eficiência no acoplamento eletromecânico, e para impedir que haja reverberação.

A reverberação é causada pela diferença entre as impedâncias acústicas da cerâmica piezoelétrica e os meios que fazem contato com ela. A impedância acústica  $Z$  é definida como o produto da densidade  $\rho$  ( $\text{g/cm}^3$ ) do material pela velocidade  $c$  ( $\text{cm/s}$ ) do som no material (KOCIS; FIGURA, 1996):

$$Z = \rho c \quad (1.3)$$

Ao atravessar a interface entre dois meios de transmissão (meio 1 e meio 2) de impedâncias acústicas  $Z_1$  e  $Z_2$  diferentes, parte do campo acústico incidente ( $L$ ) é transmitido ( $L_2$ ) para o meio 2 através da interface e parte é refletida ( $L_1$ ) de volta para o meio 1. Quando o campo acústico incide normal à interface, a intensidade da onda refletida  $L_1$

é dada pela Eq. (1.3), e o coeficiente de reflexão  $R$  mostra a relação entre a intensidade da onda refletida  $L_1$ , pela onda incidente  $L$ .

$$L_1 = L - L_2 \quad (1.4)$$

$$R = \frac{L_1}{L} = \left( \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (1.5)$$

e a relação entre a intensidade da onda que penetra no meio 2,  $L_2$ , com uma impedância  $Z_2$ , pela intensidade da onda incidente  $L$  é dada pelo coeficiente de transmissão  $D$ , que é dado pela Eq. (1.6):

$$D = \frac{L_2}{L} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (1.6)$$

As intensidades de campo refletida e transmitida dependem do ângulo de incidência do ultrassom na interface entre os meios e das impedâncias acústicas dos meios. Quanto maior a impedância do meio 2 em relação ao meio 1, maior a parcela de energia acústica refletida na interface. E também, quão mais próximo de  $90^\circ$  for o ângulo de incidência, menor a parcela de campo refletido e maior a parcela de energia acústica transmitida; porém, à medida que o ângulo  $\alpha$  aumenta, aumenta a proporção das ondas transversas  $T_1$  e  $T_2$ , e diminuem as intensidades das ondas refletida e transmitida  $L_1$  e  $L_2$  respectivamente (KOCIS; FIGURA, 1996).

Quando um transdutor ultrassônico é usado diretamente no corpo, menos de 20% da energia acústica incidente, aquela que chega na face posterior da cerâmica, é transferida para o meio de transmissão, e a maior parte dela é refletida de volta na cerâmica. Quando a onda acústica alcança a face anterior da cerâmica, novamente a energia acústica não é transferida para o meio anterior à cerâmica, e é transmitida em direção à face posterior. Assim, a cerâmica permanece vibrando até que a energia acústica seja totalmente dissipada. Quando um transdutor é usado em diagnóstico por ultrassom é desejável reduzir a parcela de energia acústica refletida na interface entre o transdutor e a superfície do corpo, para obter o melhor possível em sensibilidade e penetração do campo acústico (NASCIMENTO, 2003).

A camada de anteparo deve ser construída com um material que possua impedância acústica semelhante à da cerâmica piezoelétrica para absorver totalmente a energia de vibração sem refleti-la de volta no interior da cerâmica. O formato da camada de anteparo também influencia o quanto de energia acústica ela irá absorver (PEREIRA; GLÓRIA; MACHADO, 1996).



### 1.5.3 Matching layer/Camada de compatibilização acústica

Para aumentar a eficiência da transmissão de energia acústica do transdutor para o meio de transmissão, costuma-se incluir uma camada de um material com impedância acústica de valor intermediário entre as impedâncias da cerâmica e do meio de transmissão (por exemplo: tecido biológico), que é colocada na frente da cerâmica, para fazer a compatibilização das impedâncias. A inclusão desta camada resulta em duas interfaces acústicas. As parcelas de energia acústica refletida e transmitida através dessa camada, são dependentes do ângulo de incidência do campo acústico, das impedâncias acústicas dos três materiais e da espessura da camada de compatibilização. A escolha apropriada do material e da espessura da camada pode resultar numa transmissão mais efetiva do campo acústico do meio 1 para o meio 2, através da camada de compatibilização. A camada de compatibilização permite que a energia acústica disponível no transdutor seja transmitida da face frontal da cerâmica para a carga, ou meio de transmissão, em vez de ser refletida e absorvida pela camada de anteparo, diminuindo perdas e possibilitando uma pressão acústica final maior (AERO, 1980).

A camada de compatibilização acústica é geralmente implementada com espessura igual a  $\frac{1}{4}$  do comprimento de onda ( $\lambda/4$ ) da frequência de vibração do modo principal ou de um valor próximo a ela. Quando as duas ondas acústicas estão em fase, suas intensidades adicionam-se, e quando estão fora de fase, subtraem-se cancelando uma a outra. Como não é possível evitar a reflexão de parte da energia acústica incidente, procura-se com a técnica da camada de compatibilização de espessura ( $\lambda/4$ ), colocar as ondas refletidas em fase com as ondas transmitidas através desta camada, de modo a reforçá-las (AERO, 1980).

O material da camada de compatibilização com espessura  $\lambda/4$  deve ser escolhido de modo a apresentar impedância acústica ( $Z_c$ ) intermediária entre os valores de impedâncias do material do transdutor ( $Z_T$ ) e do meio de transmissão do campo acústico ( $Z_M$ ). O valor teórico ótimo de  $Z_c$ , para se obter o máximo de transmissão da energia acústica, pode ser calculado através da Eq. (1.7) (HUNT; ARDITI; FOSTER, 1983a).

$$Z_C = \sqrt{Z_T Z_M} \quad (1.7)$$

a solução da camada de compatibilização com espessura  $\lambda/4$  resolve o problema de transferência de energia acústica para apenas uma frequência, a de ressonância do modo principal, e deixa a faixa de passagem do transdutor ainda mais estreita. No diagnóstico por ultrassom através da técnica de pulso-eco são usados pulsos estreitos de faixa larga, que contém uma quantidade significativa de energia acústica fora da frequência principal, e o coeficiente de reflexão é razoavelmente grande para os comprimentos de onda diferentes do qual foi considerado para a escolha da camada de compatibilização. O coeficiente de

reflexão é definido como a razão das amplitudes do som incidente e do som refletido (DESILETS; FRASER; KINO, 1978).

A transição da impedância acústica da cerâmica para a do tecido biológico em dois passos, resulta numa reflexão menor, melhor transmissão e aumento da faixa de passagem do transdutor. A espessura de cada uma das camadas de compatibilização pode ser, mas não é limitada a  $\lambda/4$ . O valor da impedância de cada camada pode ser calculado através da simulação do modelo em computador. A utilização de duas ou mais camadas de compatibilização acústicas reduz a reverberação em cada uma das camadas, resultando num pulso acústico transmitido mais estreito e com faixa de passagem mais larga, porém quanto maior o número de camadas maior será a atenuação do sinal.

Um transdutor perfeitamente casado com o meio de transmissão é aquele que está operando com uma camada de anteparo com impedância acústica igual à do elemento transdutor, a qual dissipa toda a energia acústica que recebe, e camada de compatibilização que transmite toda a energia acústica para o meio de transmissão, sem reflexão (DESILETS; FRASER; KINO, 1978) (AERO, 1978).

## 1.6 Compatibilização elétrica

É usada para compatibilizar as impedâncias elétricas do transdutor e do instrumento elétrico que funciona como gerador de pulso/receptor. Varia desde um simples indutor a circuitos RLC e transformadores. Quando a diferença de impedâncias entre o gerador de pulsos/receptor e o transdutor não é equilibrada, ocorre o electrical ringing, quando uma parte do pulso de excitação elétrica da cerâmica é refletida de volta para o gerador. A compatibilização elétrica melhora a faixa de passagem e a sensibilidade do transdutor, pois permite uma excitação mais eficiente do elemento piezoelétrico.

Na Figura 3 foi apresentado o modelo simplificado que representa um transdutor piezoelétrico vibrando no modo espessura. Este modelo é derivado do circuito equivalente de Mason, e nele distinguem-se duas partes: uma elétrica, representada por  $R_0$  e  $C_0$  e uma mecânica, representada por  $L_r$ ,  $R_r$  e  $C_r$ . Mesmo sendo bastante simples este modelo representa bem a cerâmica piezoelétrica para valores de frequência próximos à ressonância, onde os parâmetros envolvidos são (NASCIMENTO, 2003):

$f_r$  = frequência de ressonância série, na qual atinge um valor mínimo  $R_r$ ;

$f_{ar}$  = frequência paralela ou de anti-ressonância, na qual a impedância atinge um valor máximo;

$R_r$  = valor de impedância na frequência de ressonância, representa os efeitos de atrito na cerâmica;

$C_r$  = capacitância em série na ressonância, representa os efeitos da elasticidade na

cerâmica;

$L_r$  = indutância em série na ressonância, representa os efeitos inerciais da cerâmica;

$C_0$  = capacitância elétrica ou intrínseca da cerâmica; e

$R_0$  = representa as perdas elétricas na cerâmica.

Para o modelo de Mason simplificado, temos as seguintes equações:

$$C_r = C_0 \frac{f_{ar}^2 - f_r^2}{f_r^2} \quad (1.8)$$

$$C_0 = C - C_r \quad (1.9)$$

$$L_r = \frac{1}{(2\pi f_r)^2 C_r} \quad (1.10)$$

uma solução bastante simples para realizar a compatibilização elétrica de maneira passiva é a utilização de um indutor em paralelo com o transdutor. O valor da indutância  $L_0$  deve ser escolhido de maneira a anular a componente reativa da impedância elétrica do transdutor na frequência de ressonância  $f_r$ . Pela Eq.(1.11) tem-se:

$$L_0 = \frac{1}{(2\pi f_r)^2 C_0} \quad (1.11)$$

o transdutor com indutor em paralelo tem em geral uma faixa de passagem maior para uma mesma impedância da camada de anteparo em relação ao transdutor sem casamento elétrico, e também o valor da impedância próximo à ressonância aumenta, o que possibilita um melhor acoplamento com a impedância típica de um transmissor. Além do uso de um indutor em paralelo, pode-se também usar um indutor em série, ou um transformador sintonizado, para realizar a compatibilização elétrica do transdutor (DESILETS; FRASER; KINO, 1978).

## 1.7 Revestimento

O revestimento deve ser eletricamente isolado e acusticamente desacoplado do elemento ativo, para evitar interferência elétrica ou ressonância acústica. Devem ser escolhidos materiais com densidade e velocidade acústica próximas às da água, para não interferir na camada de compatibilização acústica na face frontal da cerâmica (AERO, 1978).

## 1.8 Sensibilidade do transdutor ultrassônico

A sensibilidade do transdutor está relacionada à sua habilidade de detectar alvos pequenos localizados a profundidades conhecidas num meio atenuante. A sensibilidade de um transdutor é um dos parâmetros mais difíceis de se definir, e é influenciada pelo tipo de material piezelétrico usado, pelo pulso de excitação do transdutor, pela resposta em frequências do transdutor, pela eficiência na conversão de energia, pelas camadas de anteparo e de compatibilização elétrica e pela geometria e características de focalização do campo acústico. Existem também variáveis que não dependem do transdutor, como a atenuação do meio de transmissão e os tipos de materiais refletores ([NASCIMENTO, 2003](#)).

A multiplicação da eficiência da transmissão pela eficiência da recepção de um transdutor operando em pulso-eco, é uma definição bastante simples de sensibilidade de um transdutor. A eficiência é definida, na transmissão, como a razão entre a energia do pulso de excitação e a energia convertida em pulso acústico, através do efeito piezoelétrico. O pulso acústico é transmitido a partir do transdutor através de um meio e o eco é refletido de volta por uma interface deste meio; a razão entre a energia do pulso acústico refletido e a energia elétrica convertida pelo efeito piezoelétrico reverso, é a eficiência de um transdutor receptor. A sensibilidade típica de um transdutor pulso-eco de aplicação clínica é menor que 5% ([CHURCH; PINCOCK, 1985](#)). Para o transdutor de ultrassom usado em Doppler a sensibilidade fica em torno de 5% para frequência maior ou igual a 2.5MHz ([TEIRLINK et al., 1998](#)).

## 2 Desenvolvimento

Neste capítulo são apresentados os procedimentos para a construção e caracterização de um transdutor de ultrassom construído com a cerâmica piezoelétrica. As etapas de construção de um transdutor incluem: a determinação das frequências de ressonância e de anti-ressonância da cerâmica, o estabelecimento de contato elétrico com os eletrodos da cerâmica, construção das camadas de retaguarda e de acoplamento acústico e a compatibilização elétrica. Feito isso, um protocolo de testes foi desenvolvido para que o real comportamento do transdutor fosse analisado, e consequentemente, a influência de cada parâmetro utilizado no projeto fosse entendida.

### 2.1 Construção do transdutor ultrassônico

Para a construção de um transdutor ultrassônico é de fundamental importância o projeto de suas camadas de acoplamento acústico e eletromecânico bem como o acoplamento elétrico. Dessa forma, de posse das equações que modelam o comportamento do transdutor, das especificações dos materiais utilizados e das simulações realizadas, as camadas foram projetadas a fim de se impedir que haja reverberação no momento de atuação do transdutor, e, o acoplamento elétrico foi desenvolvido a fim de viabilizar a máxima transferência da excitação elétrica entre o sistema de alimentação e o elemento ativo.

A modelagem do transdutor será de fundamental importância para a construção do mesmo. Basicamente, com o projeto dos acoplamentos necessários ao transdutor, cada camada de acoplamento será construída separadamente, isso devido ao fato de que, para cada camada uma mistura de diferentes materiais são utilizados sendo assim é interessante verificar como se dá esta mistura e qual seu resultado final antes de colocá-lo junto a cerâmica para não danificá-la. Feito isso, é possível confirmar a eficiência das camadas projetadas e caso necessário realizar as adaptações necessárias.

O transdutor desenvolvido foi testado e as medições foram realizadas seguindo protocolos já existentes para equipamentos HIFU, e estas proporcionaram o conhecimento das intervenções necessárias para melhorar a robustez do transdutor.

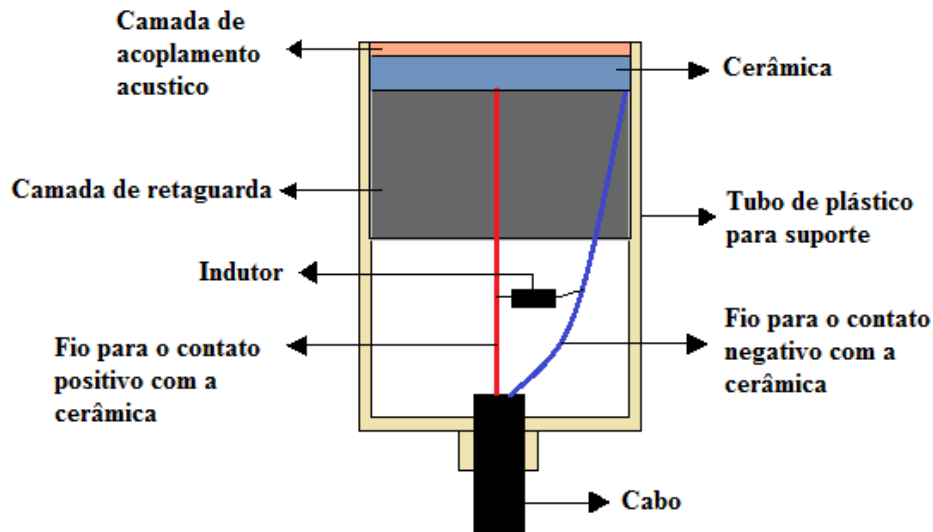


Figura 4 – Estrutura final do transdutor.

### 2.1.1 Documentação da cerâmica

Os discos cerâmicos utilizados para a construção dos transdutores de ultrassom, são de cerâmicas piezoelétricas de titanato zirconato de chumbo, importadas de um fabricante chinês. O material destas cerâmicas é equivalente ao PZT-82. Disponha-se inicialmente de 5 discos cerâmicos, todos com diâmetro igual a 38 mm, espessura de 1,05 mm e frequência nominal de 2 MHz.

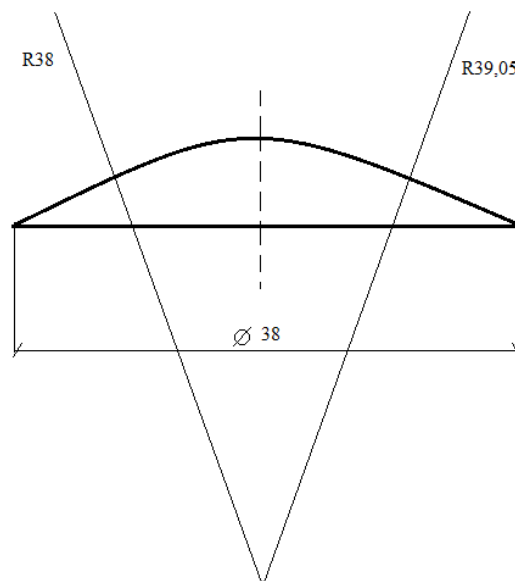


Figura 5 – Dimensões da cerâmica.

Para o desenvolvimento desta primeira etapa da construção, foi necessário obter o Datasheet da cerâmica e todas as informações relevantes para posteriores aplicações das mesmas. Na Tabela 1 encontram-se as especificações.

Tabela 1 – Informações técnicas a respeito da cerâmica utilizada neste projeto.

Informações técnicas	Valores
Capacitância	11000 pf $\pm$ 10%
Frequência radial	2 MHz $\pm$ 100 KHz
Impedância de ressonância	R $>$ 2 $\Omega$
Frequência de ressonância	60 KHz $\pm$ 2 KHz
Polaridade negativa	Lado côncavo
Polaridade positivo	Lado convexo

Com esses dados, calcula-se diversos parâmetros relevantes, apresentados no Capítulo II, para o desenvolvimento do transdutor como o coeficiente de acoplamento eletromecânico dos principais modos de vibração da cerâmica. Existem outros modos de vibração quando a cerâmica está vibrando livremente, porém, estes modos de vibração são fracamente acoplados e, portanto, serão eliminados pela estrutura de construção dos transdutores.

### 2.1.2 Disposição dos contatos elétricos junto a cerâmica

Inicialmente, a sujeira depositada nos eletrodos metálicos foi removida e dois fios, no eletrodo negativo e no eletrodo positivo da cerâmica, foram soldados para estabelecer o contato elétrico da cerâmica com o circuito de excitação do transdutor de ultrassom. A soldagem do fio foi feita de forma que o fio ficasse perpendicular à face da cerâmica, como mostrado na Figura 6, seguindo recomendações de Ferroperm Product Support (1990), para minimizar o risco de quebra do fio durante a montagem do transdutor. Também teve-se o cuidado de não utilizar temperaturas acima de 200°C para não aquecer em excesso a cerâmica e despolarizá-la no local da soldagem. Para isso foi usada uma estação de solda com temperatura controlada, um jato de ar quente para padronizar a temperatura por toda cerâmica e um ferro de solda com ponteira fina.

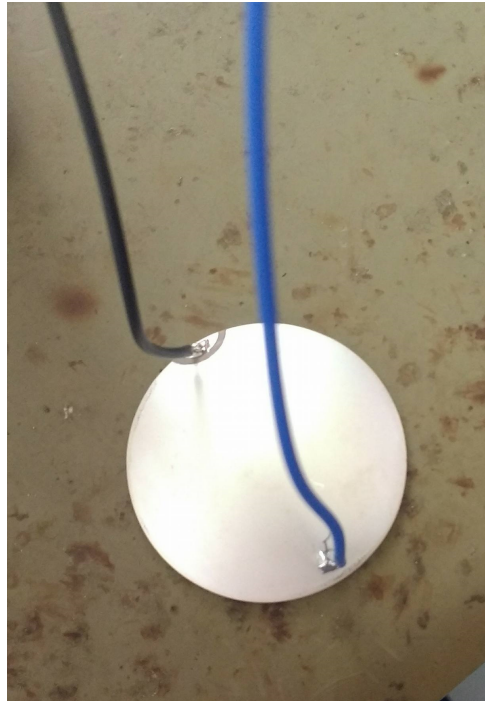


Figura 6 – Contatos elétricos junto a cerâmica.

### 2.1.3 Camada de retaguarda

Para moldar a camada de retaguarda do transdutor, foi impresso em uma impressora 3D um tubo cilíndrico de 4 cm de altura e com diâmetro interno 0,5 cm maior que o da cerâmica. A cerâmica foi encaixada nesse tubo com a face negativa voltada para o meio e a face positiva voltada para o interior do tubo. Dentro do tubo passaram-se os fios soldados à cerâmica, que foram utilizados para estabelecer o contato da cerâmica com o circuito de excitação, e em seguida foi depositado a mistura de resina epóxi com o pó de alumina para formar a camada de retaguarda, este preenchendo cerca de  $\frac{2}{3}$  do volume do interno do molde.

A camada de retaguarda do transdutor foi constituída por uma mistura de resina epóxi de baixa viscosidade e pó de alumina (para melhorar a condução na compatibilização elétrica). A mistura é colocada dentro do tubo, cuidadosamente, para compactá-la contra a face positiva da cerâmica sem formar bolhas de ar. Para que a mistura da camada de retaguarda ficasse totalmente seca, foi necessário um período de 24 horas.

Segundo os padrões estabelecidos pelo fabricante da resina, em uma mistura a proporção entre a resina epóxi e o endurecedor deve ser de forma que a cada 100% de resina utilizar-se 50% de endurecedor. Dessa forma, o volume total do tubo era de  $4.536 \text{ cm}^3$  porém foram utilizados somente  $\frac{2}{3}$  deste volume, ou seja,  $3.024 \text{ cm}^3$ , assim as proporções dos materiais utilizados foram: 12,09 g de resina epóxi, 6,05 g de endurecedor e 12,00 g de pó de alumina, totalizando assim uma massa total de 30,09 g, sendo a proporção de



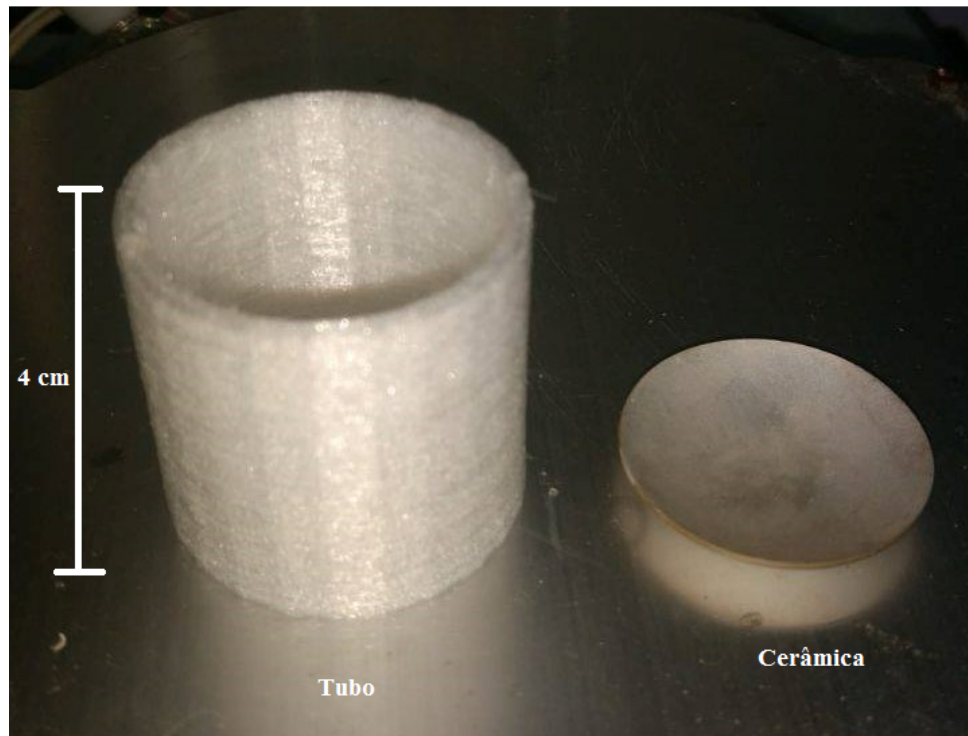


Figura 7 – Suporte para camada de retaguarda.

alumina resultante igual a 40%.

A densidade da camada de retaguarda foi calculada para o transdutor respeitando a proporção estequiométrica de epóxi e pó de alumina com seus respectivos valores de densidade, de acordo com a Eq. (2.1) (HUNT; ARDITI; FOSTER, 1983b).

$$\rho = 1,23m_e + 2,65m_{al} \quad (2.1)$$

onde:

$m_e$  é a porcentagem da massa de epóxi;

$m_{al}$  é a porcentagem da massa de pó de alumínio;

1,23 é a densidade do epóxi em  $\text{kg}/\text{m}^3 \times 10^3$ ; e

2,65 é a densidade da alumina em  $\text{kg}/\text{m}^3 \times 10^3$ .

Realizando os cálculos tem-se que a densidade da camada de retaguarda é de  $1,5542 \text{ g}/\text{cm}^3$ .

### 2.1.4 Impedância acústica da camada de retaguarda

Através da densidade do material pode-se calcular sua impedância acústica característica pela Eq. (2.2) (NASCIMENTO, 2003):

$$Z_0 = \rho c \quad (2.2)$$

onde:

$Z_0$  = impedância característica do material.

$\rho$  = densidade do material.

$c$  = velocidade de propagação do som no modo espessura.

Sendo a velocidade de propagação do som no modo espessura para a mistura de epóxi com alumina de 3500 m/s (HUNT; ARDITI; FOSTER, 1983b) e a densidade do material igual a 1,5542 g/cm., o valor da impedância ( $Z_0$ ) da camada de retaguarda encontrado foi de 5,43 K ohms.

### 2.1.5 Compatibilização elétrica

A compatibilização elétrica ou acoplamento elétrico é usado para compatibilizar a impedância elétrica do transdutor com o circuito de excitação. Nesta etapa é calculado o indutor  $L_0$ , necessário para anular a capacitância intrínseca do transdutor na frequência de ressonância (NASCIMENTO, 2003). Desenvolvendo a Eq. (2.3), chega-se ao seguinte resultado:

$$L_0 = \frac{1}{(2\pi f_r)^2 C_0} \quad (2.3)$$

sendo,

$C_0$  = é a capacitância da intrínseca da cerâmica e

$f_r$  = é a frequência de ressonância do modo espessura.

De acordo com as especificações da cerâmica acima mostradas, tem-se que,  $C_0$  é igual a 11000 pF e  $f_r$  igual a 60 KHz. Dessa forma, aplicando esses valores na equação acima e realizando os cálculos, obtem-se  $L_0$  igual a 639,65  $\mu$ H.

Esse indutor foi colocado em paralelo com o transdutor a fim de viabilizar a compatibilização elétrica, porém, no desenvolvimento deste projeto e na realização de testes foram utilizados indutores com valores maiores e menores que  $L_0$  para observar o efeito de sua presença nos parâmetros analisados.

### 2.1.6 Camada de acoplamento acústico

Na construção da camada de acoplamento acústico (matching layer) do transdutor foi utilizada a espessura  $\lambda/4$ . A razão da relação do comprimento de onda com a espessura da camada de acoplamento acústico foi explicada no Capítulo I, no item 1.8. O comprimento de onda  $\lambda$  é calculado pela Eq. (2.4):

$$\lambda = \frac{c}{f_r} \quad (2.4)$$

onde  $c$  é a velocidade de propagação no meio, 1540m/s para a água, e  $f_r$  é a frequência de ressonância.

Utilizando a equação acima e realizando os cálculos necessários obtém-se  $\lambda$  igual a 25,66 mm. Como já pré definido, a espessura da camada de acoplamento acústico é formada pela proporção de  $\lambda/4$ , ou seja, a espessura utilizada para esta camada é de 6,415 mm. O material utilizado na camada de acoplamento acústico foi o epóxi de baixa viscosidade, que tem tanto a função de fazer a isolamento do eletrodo da cerâmica com a água, impedindo a penetração de água no transdutor, como a compatibilização da impedância da cerâmica piezoelétrica com o meio de transmissão do sinal, por exemplo, a água.

Como apresentado no Capítulo II, no item 2.5 o material utilizado na compatibilização acústica deve apresentar uma impedância acústica cujo valor deve se encontrar intermediário entre os valores da impedância acústica do material do transdutor e do meio de propagação. Dessa forma, a impedância acústica do epóxi é igual a  $2,76 \times 10^6 \text{ kg/ms}^2$ , enquanto a impedância da água é de  $1,48 \times 10^6 \text{ kg/ms}^2$  e da cerâmica do transdutor é de  $33,7 \times 10^6 \text{ kg/ms}^2$  (HUNT; ARDITI; FOSTER, 1983b), percebe-se então que o valor da impedância da resina epóxi de baixa viscosidade satisfaz essa condição.

## 2.2 Protocolos de Ensaios

Uma vez que o transdutor desenvolvido tem como futuras aplicações o processo de ablação, os ensaios com ele realizados se deram simulando o ambiente com o qual ele irá futuramente atuar, o corpo humano. Assim, em todos os testes realizados, o transdutor foi imerso em um recipiente cheio de água.

No trabalho anterior a este, foram feitas inúmeras simulações para compreender o funcionamento do transdutor e adquirir informações sobre parâmetros relevantes a este projeto, dessa forma, de acordo com as simulações realizadas chegou-se a conclusão que o transdutor deveria ficar a uma distância de 3 cm do organismo alvo para que começasse o processo de ablação.

Respeitando os resultados provindos das simulações, nos ensaios realizados, o

transdutor foi mantido a uma distância de 3 cm do objeto alvo. Nesse contexto, foi utilizado como objeto “alvo” pequenas placas de acrílico. O acrílico é um material termoplástico rígido, transparente e incolor com características e propriedades físicas bem definidas. Este material foi escolhido como alvo do processo de ablação pois com ele, durante a realização dos testes, era possível analisar visualmente a reação do material ao sistema de ablação e visualizar a qualidade do foco no ponto de ablação e também por este material ser utilizado para testes de equipamentos médicos. Para cada ensaio realizado, pequenas placas quadráticas e numeradas de acrílico, cujas dimensões eram 3x4 cm e 4 mm de espessura, foram utilizadas e nelas o processo de ablação, com o transdutor desenvolvido, foi feito.

As placas de acrílico foram colocadas em contato direto com a superfície da água de forma fixa a evitar ao máximo o movimento da mesma a fim de se observar posteriormente o quão preciso era o foco do transdutor desenvolvido.

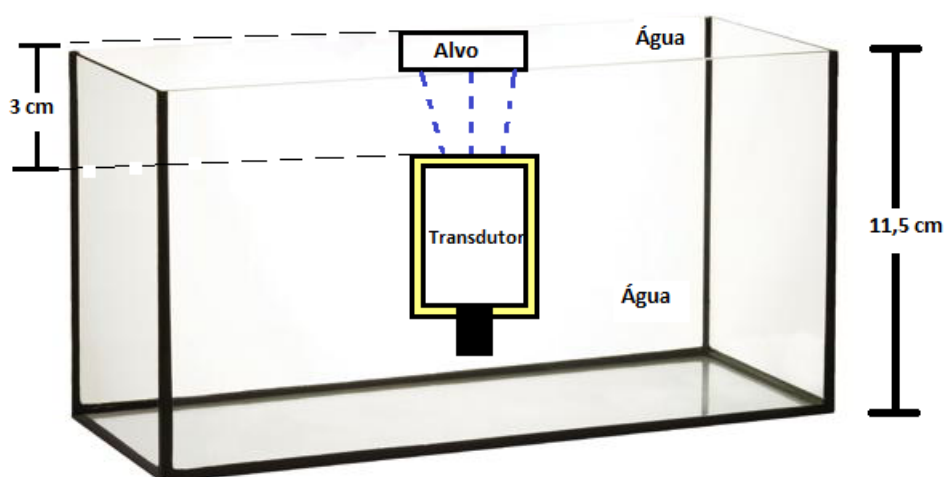


Figura 8 – Posicionamento do transdutor no recipiente de teste.

Abaixo, encontram-se listados os equipamentos utilizados para a realização dos testes.

- Gerador de funções TeKtronix modelo AFG30021B;
- Pirômetro digital MEDTEC MOD.KM-550;
- Fonte Minipa MPS-3035D; e
- Osciloscópio digital Tektronix modelo TPS2024B

Com as simulações realizadas foi possível analisar o comportamento do transdutor junto ao seu alvo durante o processo de ablação. Para isso, procurou-se durante todos os

ensaios realizados trabalhar com dois significantes parâmetros: o tempo de exposição e a potência utilizada. Assim, os testes foram realizados variando os valores da potência em 40, 54 e 60 Watts e com cada variação de potência foi variado o tempo de exposição de 1 a 5 segundos obtendo-se dessa forma quinze combinações. Idealmente, pretendia-se utilizar a potência de 55W mas devido a uma falha do circuito a potência que foi realmente enviada para o transdutor foi de 54W. Durante a realização de cada ensaio foi verificado a temperatura máxima que o processo de ablação atingia, bem como após realização dos mesmos, verificou-se os tamanhos das avarias feitas em cada placa de acrílico.

Para uma análise das avarias provocadas nas placas pelo processo de ablação, foi-se utilizado o software livre *ImageJ*. Este software dispõe ao usuário uma série de parâmetros que podem ser analisados em uma imagem. Para que essa análise qualitativa fosse feita, além da utilização do *ImageJ* foi utilizado um microscópio digital com alta resolução para que se obtivesse uma imagem com a qualidade melhor dos pontos presentes em cada placa.



Figura 9 – Imagem microscópica da placa de acrílico após a ablação.

Dessa forma, foram analisadas todas as placas com tempo de ablação de 1 e 5 segundos resultando em 6 placas, uma vez que para cada tempo existem 3 variações de potência, sendo que esses valores foram escolhidos por serem os mínimo e o máximo do tempo de exposição ao processo de ablação. Em todas as imagens as placas se encontravam com a mesma distância com relação ao microscópio, e a escala das imagens indicadas no software *ImageJ* foi de 300 pixels/mm.

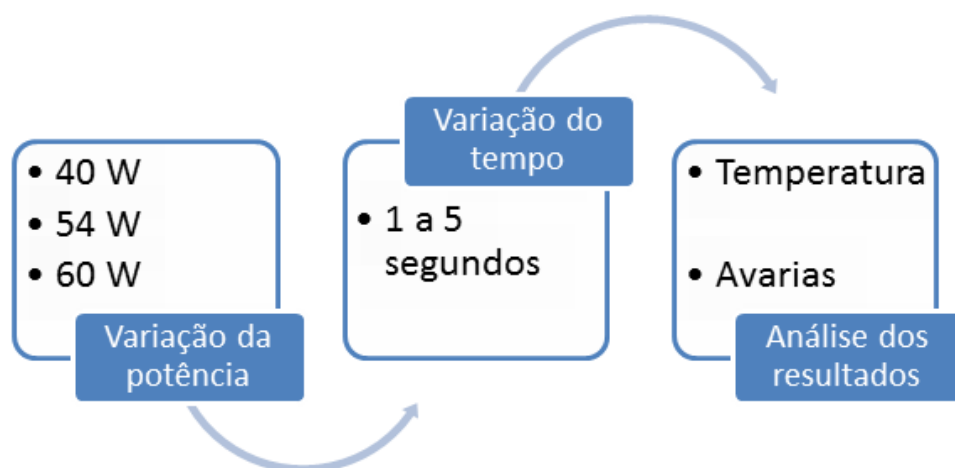


Figura 10 – Fluxograma de testes.

Dessa forma, os ensaios foram realizados de acordo com o fluxograma apresentado na Figura 10 e os resultados foram coletados para análises posteriores.

## 3 Resultados e Discussões

Neste capítulo encontram-se os resultados teóricos e práticos advindos das simulações e dos ensaios realizados, respectivamente. No trabalho anterior a este foram feitas simulações para compreender e definir a cerâmica a ser utilizada na construção do transdutor. Feito isso, o transdutor foi desenvolvido, testado e para fins de comparação e validação do processo novas simulações foram realizadas seguindo os parâmetros utilizados nos testes práticos com o componente desenvolvido. Dessa forma, os resultados obtidos puderam ser analisados de maneira mais eficiente.

### 3.1 Resultados simulados

As simulações realizadas foram feitas utilizando o software MATLAB versão R2014a e a toolbox HIFU Simulator versão v1.2, software livre desenvolvido por Joshua Soneson. Nelas, todos os parâmetros que envolvia o transdutor foram colocados, como frequência de ressonância, potência e as dimensões do componente desenvolvido bem como as características intrínsecas do meio em que os ensaios foram realizados.

Esse software é baseado em duas equações fundamentais para a modelagem matemática do processo de ablação, são elas: a Khokhlov-Zabolotskaya-Kuznetsov (KZK) e a Bioheat Transfer (BHT). A equação KZK é tida originalmente como uma ferramenta para a descrição de feixes acústicos não-lineares. Ela é usada em problemas acústicos como um modelo matemático que descreve a propagação não linear de um impulso de amplitude finita do feixe do som no meio termo-viscoso, enquanto a equação do BHT, é um modelo macroscópico desenvolvido pelo neurologista Pennes em 1948 que, representa a capacidade do tecido para remover o calor por condução passiva (difusão) e a perfusão do tecido pelo sangue.

Para a compreensão e estudo do atuador foram feitas diversas simulações, pois com estas foi possível analisar o comportamento do mesmo quando submetidos a variadas situações. Ao serem executadas, as simulações levam um determinado tempo para mostrar os resultados na tela do usuário, devido ao grande número de iterações, e quando estas chegam ao final, nove gráficos são gerados. Os gráficos gerados detalham o comportamento de características importantes do atuador com relação a alguns parâmetros que podem ser variados pelo usuário.

Tabela 2 – Eixos gráficos gerados pela *axisymmetricKZK*

Coordenada X	Coordenada Y
Harmônicas no eixo radial	Raio focal
Taxa de aquecimento radial	Raio focal
Intensidade de potência radial	Raio focal
Variação da pressão	Distância de propagação
Harmônicas no eixo axial	Distância de propagação
Taxa de aquecimento axial	Distância de propagação
Intensidade de potência axial	Distância de propagação

Tabela 3 – Eixos gráficos gerados pela *axisymmetricBHT*

Coordenada X	Coordenada Y
Pico de temperatura	Tempo
Contornos da temperatura	Temperatura máxima
Contornos de dose térmicos cumulativos	Escala logarítmica

Dessa forma, neste trabalho, serão somente apresentados os resultados simulados que mostram a variação da temperatura com relação a variação da potência e do tempo de exposição a ablação, uma vez que, os ensaios foram realizados com este objetivo. Como supracitado, os parâmetros colocados para serem simulados foram referentes aos testes práticos, assim, a situação simulada foi: o acrílico em contato com a água e nele sendo feito o processo de ablação. Contudo, sendo o fígado o órgão alvo deste projeto, também foram feitas as simulações referentes a ablação neste órgão, pois, uma vez que as simulações e os testes no acrílico forem convergentes pode-se validar as simulações feitas para o fígado.

### 3.1.1 Simulações com a potência de 40W

O processo de ablação foi simulado de forma que a potência utilizada para excitação do transdutor foi de 40 watts, o acrílico estivesse em contato com a água e esta estivesse a uma temperatura de 22 °C, pois no momento dos ensaios realizados a água se encontrava nessa temperatura. As figuras de 11 a 15 mostram os resultados simulados obtidos de acordo com a variação do tempo.



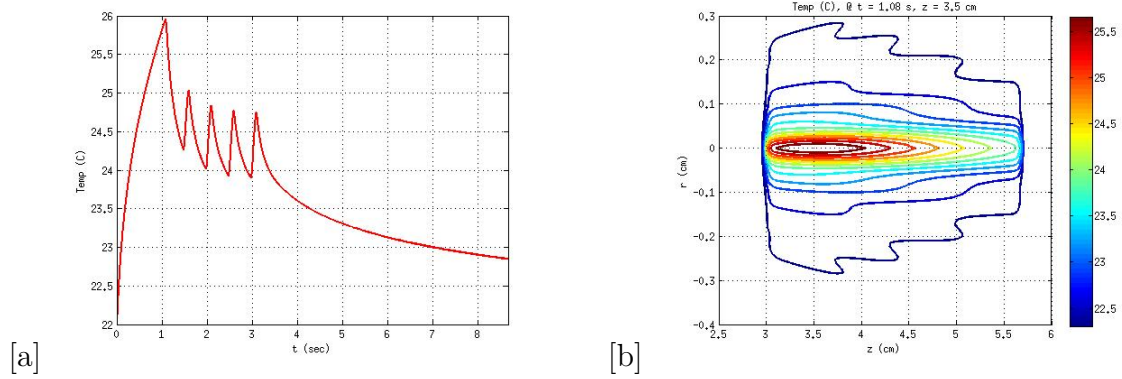


Figura 11 – Simulação feita com a potência de 40W e temperatura da água a 22 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 1 segundo, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).

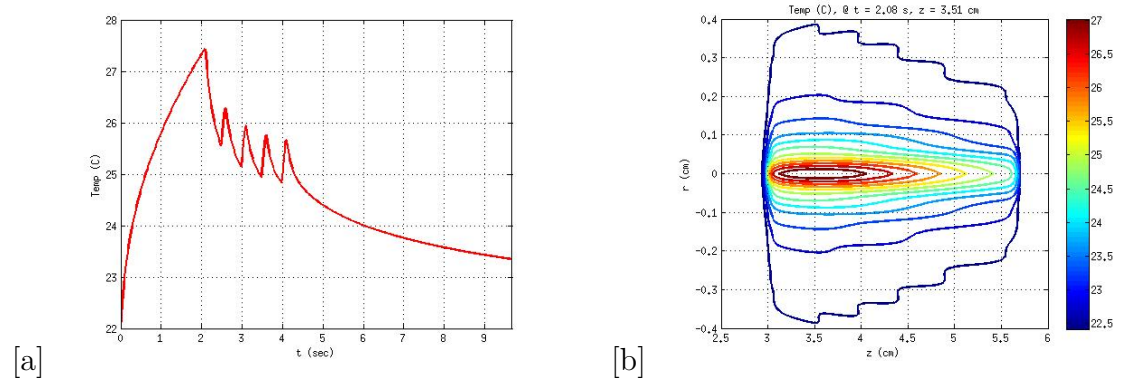


Figura 12 – Simulação feita com a potência de 40W e temperatura da água a 22 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 2 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).

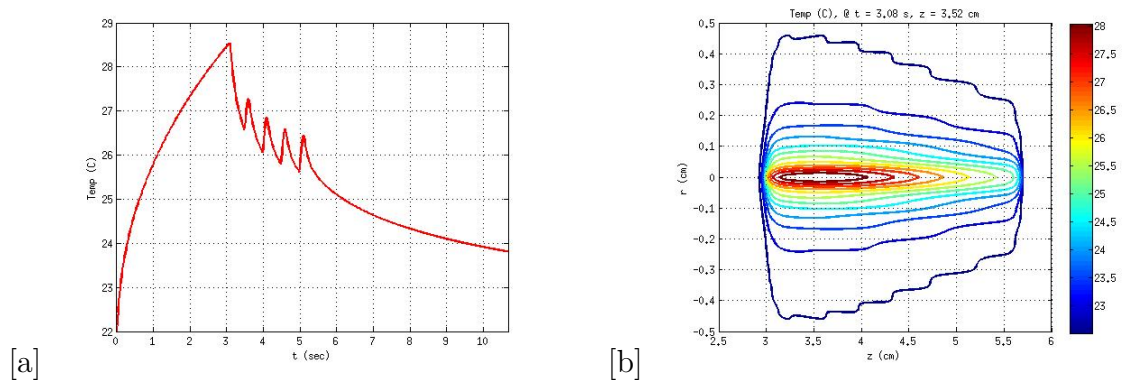


Figura 13 – Simulação feita com a potência de 40W e temperatura da água a 22 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 3 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).

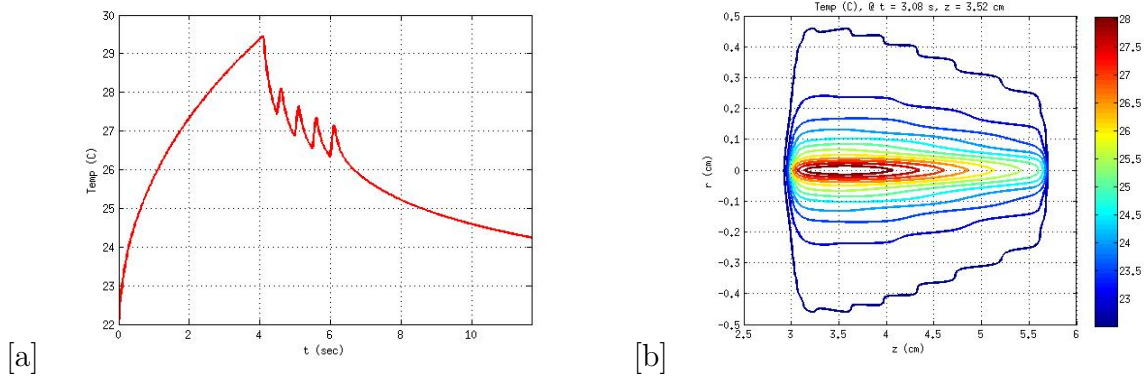


Figura 14 – Simulação feita com a potência de 40W e temperatura da água a 22 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 4 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).

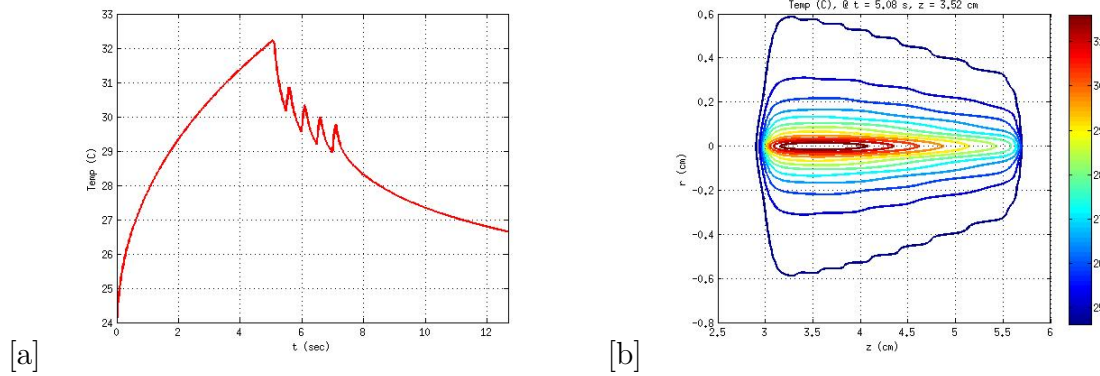


Figura 15 – Simulação feita com a potência de 40W e temperatura da água a 24 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 5 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).

Analisando as imagens acima apresentadas percebe-se que o aumento da temperatura é proporcional ao tempo de exposição ao processo de ablação, ou seja, quanto maior o tempo utilizado para ablação, maior será a temperatura no local. Pelas imagens é possível ver que a temperatura inicia-se em 22 °C, como foi estabelecido acima, contudo, na figura 15 a temperatura inicial foi de 24 °C. Isso ocorreu devido ao fato de que a cada momento em que os testes práticos foram feitos a temperatura da água era medida, assim, quando foi realizado o ensaio com a potência de 40 W e tempo de 5 segundos a água se encontrava numa temperatura de 24 °C e não a 22 °C como anteriormente, o que justifica o uso dessa temperatura inicial nesta simulação.

Outro aspecto relevante a ser observado é que a temperatura máxima é atingida exatamente no tempo estabelecido para ablação, outros picos de temperatura são observados posteriormente. Estes picos encontram-se na maioria das vezes durante os 2 segundos posteriores ao pico de temperatura máxima observado e representam a queda de tempe-

ratura a medida que as ondas ultrassônicas vão cessando, em seguida, o sistema começa a estabelecer sua temperatura inicial.

De maneira sucinta, na tabela 4 encontram-se os valores máximos de temperatura observados a partir das figuras 11 a 15.

Tabela 4 – Temperaturas máximas atingidas com a poência de 40W.

Tempo (s)	Temperatura (°C)
1	25.9
2	27.5
3	28.5
4	29.5
5	32.2

### 3.1.2 Simulações com a potência de 54W

A segunda simulação realizada foi a uma potência de 54 W, respeitando o mesmo procedimento: o acrílico estivesse em contato com a água. Durante essa simulação a temperatura utilizada foi de 25 °C, pois no momento dos ensaios realizados a água se encontrava nessa temperatura. As figuras de 16 a 20 mostram os resultados simulados obtidos de acordo com a variação do tempo.

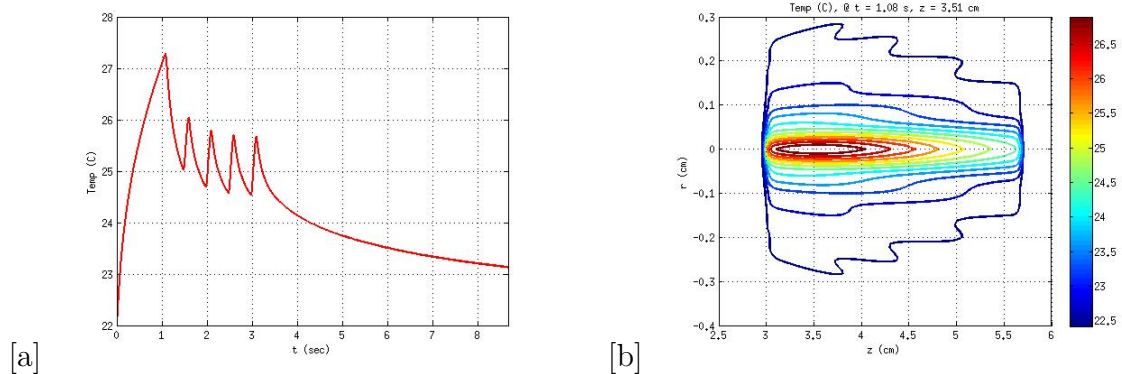


Figura 16 – Simulação feita com a potência de 54W e temperatura da água a 22 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 1 segundo, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).

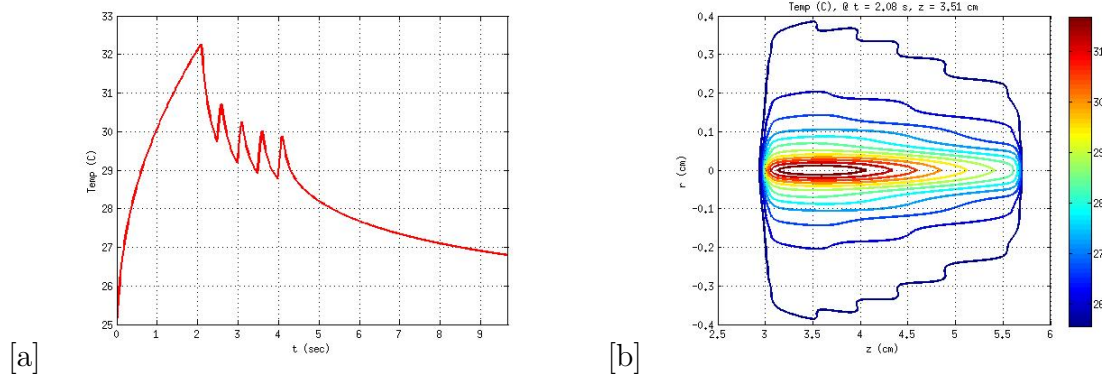


Figura 17 – Simulação feita com a potência de 54W e temperatura da água a 25 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 2 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).

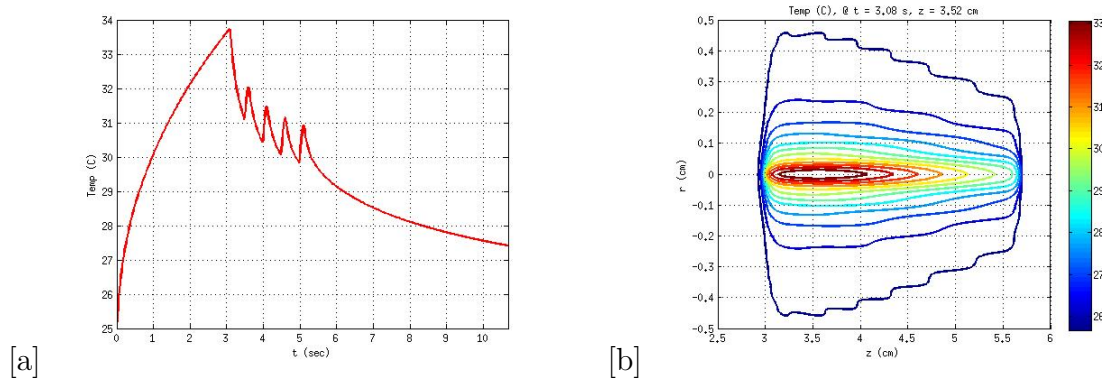


Figura 18 – Simulação feita com a potência de 54W e temperatura da água a 25 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 3 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).

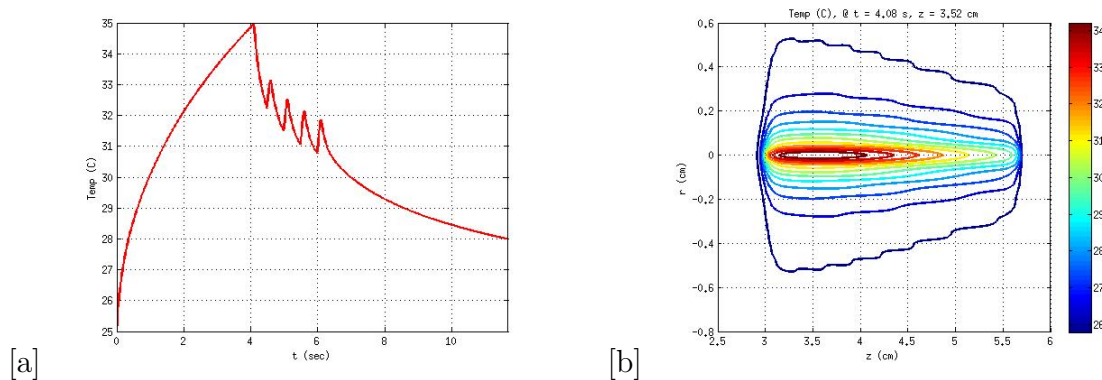


Figura 19 – Simulação feita com a potência de 54W e temperatura da água a 25 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 4 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).

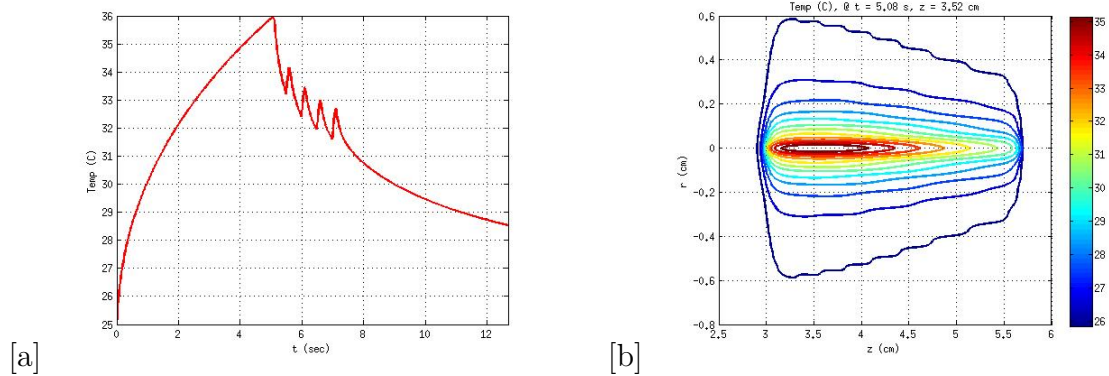


Figura 20 – Simulação feita com a potência de 54W e temperatura da água a 25 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 5 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).

Semelhante ao que foi ocorrido na situação de 40W, no tempo de 1 segundo com potência de 54W a temperatura da água estava em 22 °C e nos ensaios posteriores encontrava-se a 25 °C. Neste sistema a temperatura também foi proporcional ao tempo de exposição a ablação e as temperaturas máximas também ocorreram no período de ablação estabelecido.

A partir da tabela 5 pode-se perceber que dentre os tempos estabelecidos, a variação de temperatura se dá de 1 a 3 °C e no final dos 5 segundos com relação a temperatura inicial a temperatura aumenta 11 °C, ou seja, há um aumento significativo.

Tabela 5 – Temperaturas máximas atingidas com a poência de 54W.

Tempo (s)	Temperatura (°C)
1	27.2
2	32.2
3	34.0
4	35.0
5	36.0

### 3.1.3 Simulações com a potência de 60W

A última simulação realizada foi com a potência de 60 watts e uma temperatura inicial de 20 °C. As figuras de 21 a 25 mostram os resultados simulados obtidos de acordo com a variação do tempo.



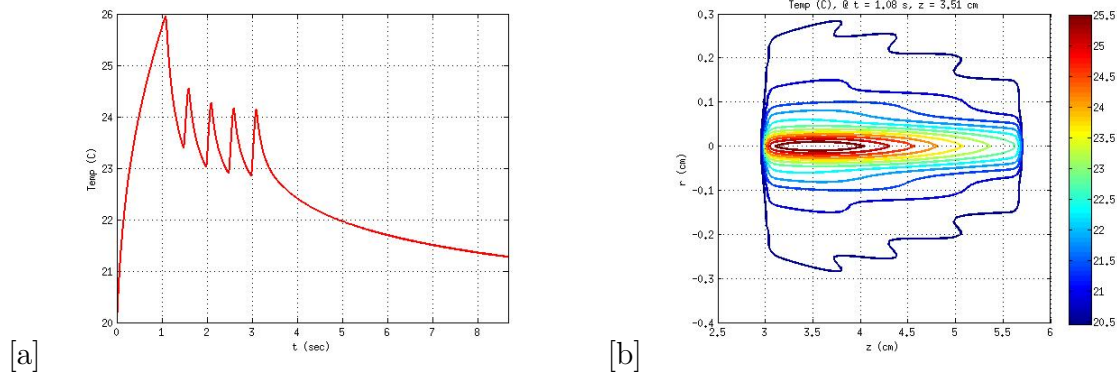


Figura 21 – Simulação feita com a potência de 60W e temperatura da água a 20 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 1 segundo, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).

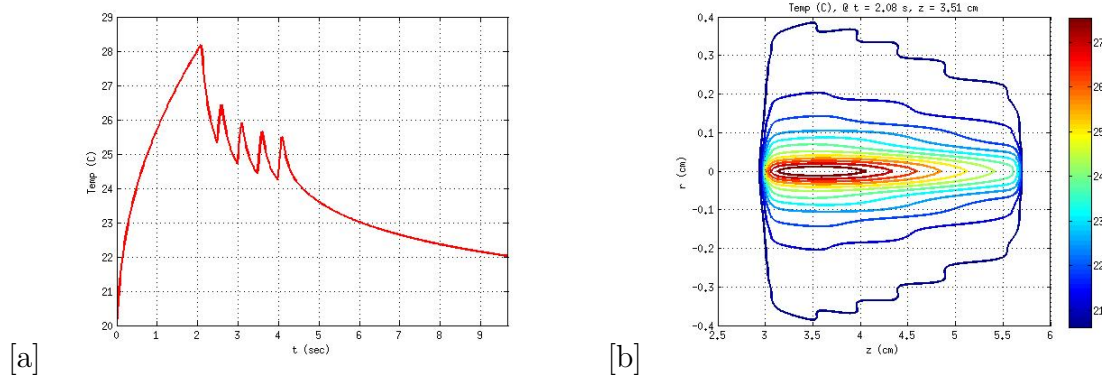


Figura 22 – Simulação feita com a potência de 60W e temperatura da água a 20 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 2 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).

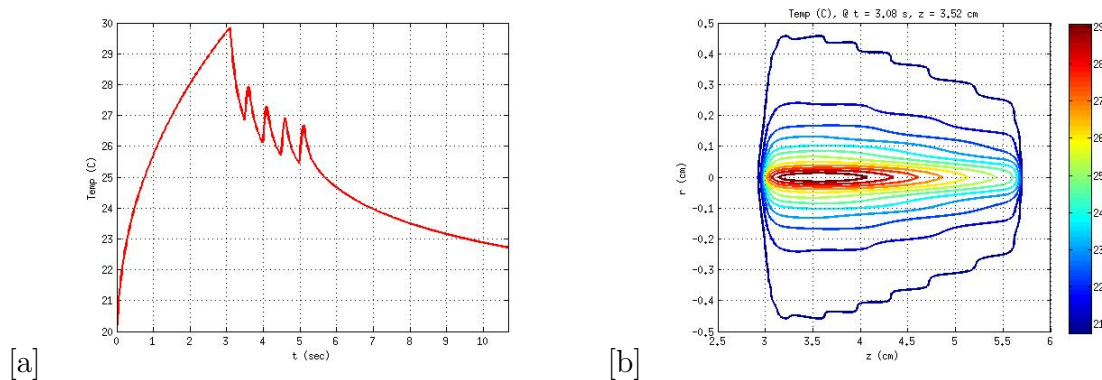


Figura 23 – Simulação feita com a potência de 60W e temperatura da água a 20 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 3 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).

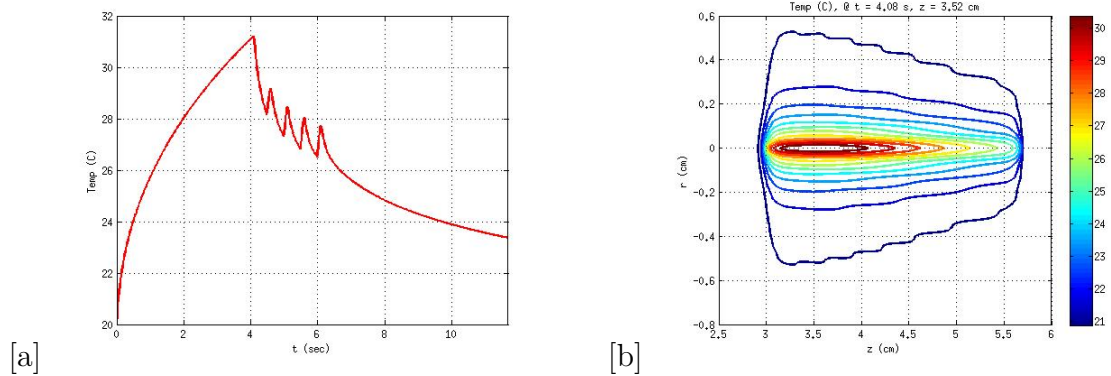


Figura 24 – Simulação feita com a potência de 60W e temperatura da água a 20 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 4 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).

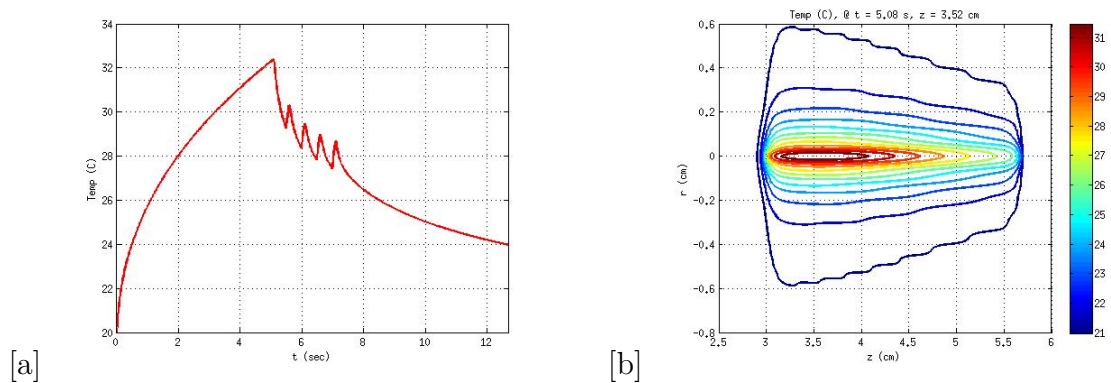


Figura 25 – Simulação feita com a potência de 60W e temperatura da água a 20 °C, (a) variação da temperatura com relação ao tempo de 5 segundos, (b) variação da temperatura com relação a distância do ponto de ablação (3cm).

As simulações realizadas com a potência de 60w demonstram-se bem regulares, as variações de temperatura se dão de 1 a 2 °C e o comportamento da variação da temperatura se dá de forma semelhante às simulações anteriores.

Ao final dos 5 segundos de simulação verifica-se que a temperatura variou de 20 para 32 °C, ou seja, aumentou 12 °C com relação a temperatura inicial do sistema. A tabela 6 apresenta os valores máximos obtidos com a variação do tempo na potência de 60W.

Tabela 6 – Temperaturas máximas atingidas com a poência de 60W.

Tempo (s)	Temperatura (°C)
1	26.0
2	28.0
3	30.0
4	31.0
5	32.0

## 3.2 Resultados experimentais

Para obtenção dos resultados práticos, os ensaios foram realizados conforme descrito no Capítulo III. Antes de dar-se início aos ensaios, pequenos testes foram realizados a fim de se estabelecer alguns padrões de posicionamento e sincronismo, pois, para esses testes, foi necessário posicionar as placas de acrílico sob a superfície d'água no ponto certo para ablação e acionar o circuito de excitação juntamente com o cronômetro para se ter o controle do tempo de ablação.

As coletas das temperaturas foram sempre realizadas no ponto onde o foco do transdutor atuava, ou seja, no ponto onde visivelmente ocorria a ablação. Contudo, para um melhor entendimento do processo, as temperaturas foram coletadas no ponto em questão de duas formas diferentes: com o ponto ainda imerso na água e o ponto seco. Neste contexto, no primeiro caso, assim que os segundos estabelecidos acabavam o termômetro era posto imediatamente em contato entre a superfície do acrílico, que recebeu de forma direta as ondas ultrassônicas, e a água. Enquanto no segundo caso, após os minutos estabelecidos a placa de acrílico foi levantada e o termômetro foi posto em contato com o ponto onde ocorreu a ablação sem a presença de água.

Dessa maneira, cada placa apresenta dois pontos visíveis desse processo conforme mostrado na Figura 26.



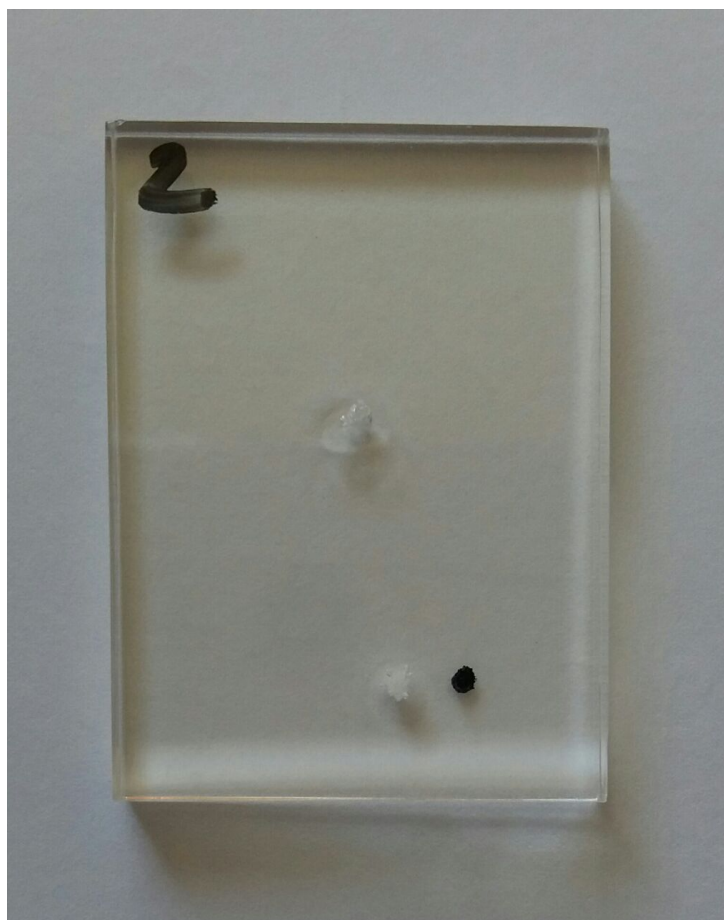


Figura 26 – Pontos de ablação na placa de acrílico.

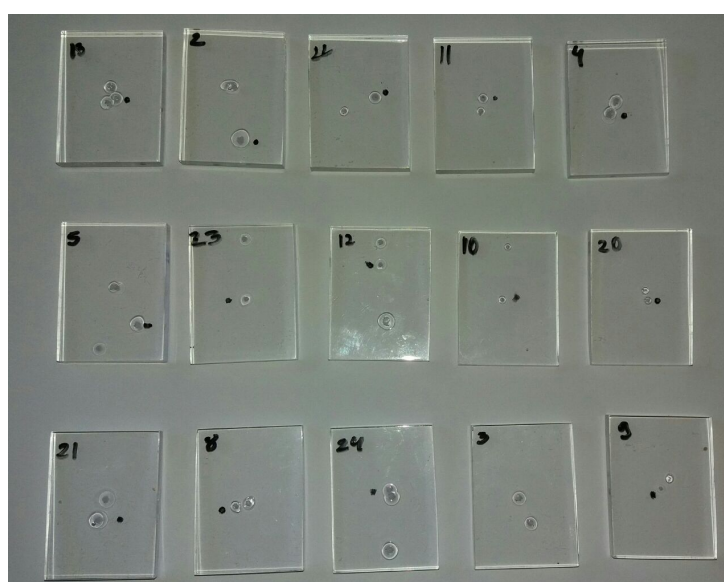


Figura 27 – Placas de acrílico utilizadas.

Antes de iniciar cada teste com cada placa, a temperatura da água foi medida e registrada, estas encontram-se na Tabela 7. Idealmente, as temperaturas do ambiente em

que a placa foi ablada, deveriam ser idênticas em todos os testes, contudo neste trabalho, não foi possível manter a temperatura da água igual em todos os ensaios.

Tabela 7 – Temperatura ( $^{\circ}\text{C}$ ) da água durante o ensaios.

Potência	1 seg	2 seg	3 seg	4 seg	5 seg
<b>40W</b>	22	22	22	22	24
<b>54W</b>	22	25	25	25	25
<b>60W</b>	20	20	20	20	20

Feito os procedimentos supracitados os testes foram iniciados, procurando-se evitar ao máximo os erros humanos, e as temperaturas medidas tanto no ponto em contato com a água quanto no ponto seco, após o processo de ablação, foram verificadas e as mesmas encontram-se nas tabelas 8 e 9, respectivamente.

Tabela 8 – Temperatura ( $^{\circ}\text{C}$ ) medida após a ablação no ponto em contato com a água.

Potência	1 seg	2 seg	3 seg	4 seg	5 seg
<b>40W</b>	25	26	28	29	33
<b>54W</b>	28	33	35	35	36.5
<b>60W</b>	27	28	31	31	34

Tabela 9 – Temperatura ( $^{\circ}\text{C}$ ) da água medida após a ablação no ponto seco.

Potência	1 seg	2 seg	3 seg	4 seg	5 seg
<b>40W</b>	26	31	38	33	37
<b>54W</b>	27	32	36	37	42
<b>60W</b>	28	32	43	51	56

Com os resultados acima obtidos foi possível perceber o aumento gradativo da temperatura tanto com decorrer do tempo quanto com a variação da potência. Quando comparados os valores da temperatura atingidos no primeiro tempo de ablação (1 seg) e no último tempo (5 seg) nota-se uma diferença significativa entre ambos.

A partir das variações feitas no valor da potência aplicada junto ao transdutor, pode-se inferir que, quanto maior a potência maior será o aumento da temperatura entre os tempos de exposição, ou seja, percebe-se que quanto maior o tempo de ablação aplicado, maior será a temperatura no ponto onde ocorreu a ablação, contudo, o que influencia quantitativamente esses valores de temperatura é a potência aplicada ao sistema.

Neste contexto, ao se comparar os valores da temperatura medidos no ponto em contato com a água no tempo de 1 segundo com o valor inicial da temperatura da água,

tem-se que a temperatura aumenta 3 °C, 6 °C e 7 °C quando as potências são variadas em 40W, 54W e 60W, respectivamente. Assim, para um melhor entendimento dos resultados obtidos, nas Tabelas de 10 a 11 estão contidos os valores normalizados dos resultados, a média dos resultados e o desvio padrão deles.

As normalizações foram feitas entre os resultados dos ensaios e a temperatura inicial da água. A partir dessas análises foram gerados os gráficos apresentados nas Figuras 28 e 29. Os valores medidos no ponto de ablação em contato com a água encontram-se em azul e os valores medidos no ponto sem contato com a água encontram-se em vermelho.

### 3.2.1 Variações dos resultados com relação aos tempos de ablação

Os dados apresentados nas tabelas seguintes referem-se a normalização dos resultados com relação a temperatura inicial do ambiente em que foram feitos os ensaios, a média dos valores em cada tempo de ablação e o desvio padrão dentre esses valores em cada tempo de ablação.

Tabela 10 – Valores de temperatura normalizados no ponto úmido; média dos resultados em cada tempo; e desvio padrão dos resultados em cada tempo.

Potência	1 seg	2 seg	3 seg	4 seg	5 seg
40W	3	4	6	7	9
54W	6	8	10	10	11.5
60W	7	8	11	12	14
Média	5.333	6.666	9.000	9.666	11.500
Desvio padrão	2.081	2.309	2.645	2.516	2.500

Tabela 11 – Valores de temperatura normalizados no ponto sem contato com a água; média dos resultados em cada tempo; e desvio padrão dos resultados em cada tempo.

Potência	1 seg	2 seg	3 seg	4 seg	5 seg
40W	4	9	16	11	13
54W	5	7	11	12	17
60W	8	12	23	32	36
Média	5.666	9.333	16.666	18.3333	22
Desvio padrão	2.081	2.516	6.027	11.846	12.288

Com os dados acima e utilizando o software livre Octave versão 4.0.0, obtem-se o gráfico mostrado na Figura 28.

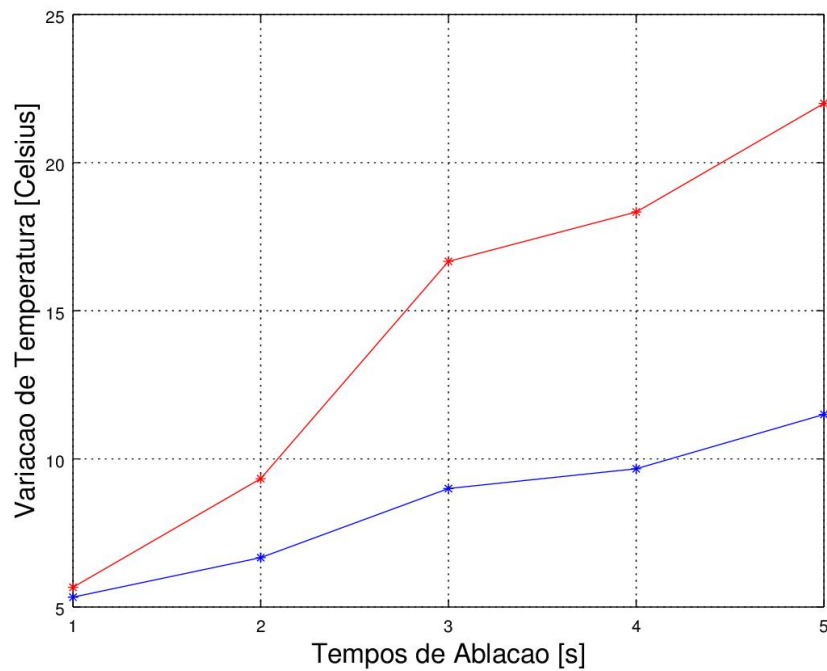


Figura 28 – Gráfico da Variação de Temperatura x Tempo de Ablação. Em vermelho está representado o ponto seco e em azul o ponto em contato com a água.

A partir da Figura 28 verifica-se que apesar da diferença de temperatura, entre os dois pontos em que a mesma foi medida, uma linearidade entre as duas curvas.

### 3.2.2 Variações dos resultados com relação as potências de ablação

Os dados apresentados nas tabelas seguintes referem-se a normalização dos resultados com relação a temperatura inicial do ambiente em que foram feitos os ensaios, a média dos valores em cada potência aplicada e o desvio padrão dentre esses valores em cada potência.

Tabela 12 – Valores de temperatura normalizados no ponto em contato com a água; média dos resultados para cada valor de potência; e desvio padrão dos resultados para cada valor de potência.

Potência	1 seg	2 seg	3 seg	4 seg	5 seg	Média	Desvio padrão
40W	3	4	6	7	9	5.8	2.387
54W	6	8	10	10	11.5	9.1	2.133
60W	7	8	11	12	14	10.4	2.880

Tabela 13 – Valores de temperatura normalizados no ponto sem contato com a água; média dos resultados para cada valor de potência; e desvio padrão dos resultados para cada valor de potência.

Potência	1 seg	2 seg	3 seg	4 seg	5 seg	Média	Desvio padrão
40W	4	9	16	11	13	10.6	4.505
54W	5	7	11	12	17	10.4	4.669
60W	8	12	23	32	36	22.2	12.173

A partir dos dados contidos nas tabelas acima e utilizando o software livre Octave versão 4.0.0, tem-se o gráfico mostrado na Figura 29.

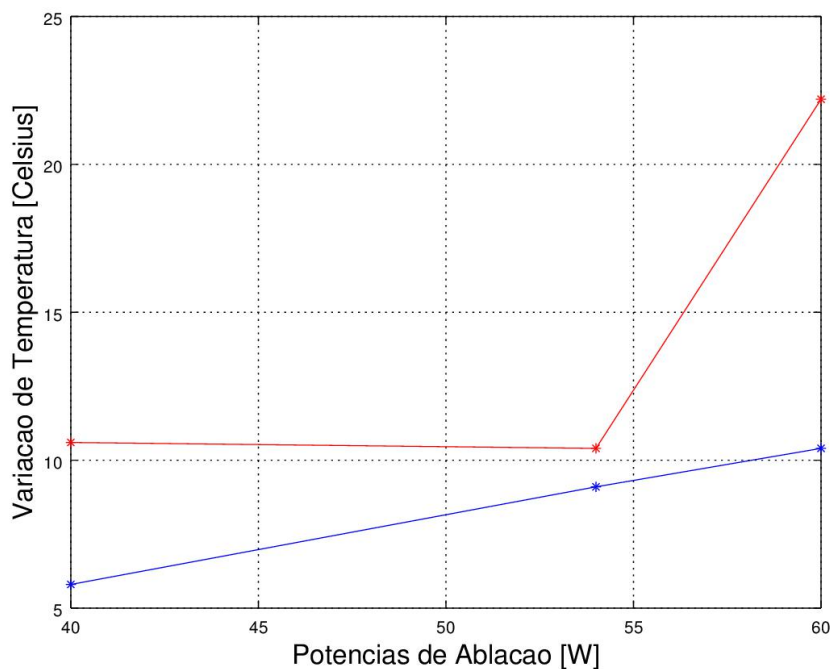


Figura 29 – Gráfico da Variação de Temperatura x Potências de Ablação. Em vermelho está representado o ponto seco e em azul o ponto úmido.

Na Figura 29 observa-se que as curvas não são lineares mas isto era esperado devido aos resultados apresentados nas tabelas acima.

### 3.2.3 Interpretação dos resultados experimentais

A partir dos resultados acima demonstrados, nota-se uma diferença significativa entre os dados advindos do ponto onde houve o contato com a água e o ponto onde permaneceu seco. Essa diferença era esperada uma vez que, o ambiente em que os pontos úmido e seco se encontravam eram a água e o ar, respectivamente. Nesses ambientes existe

uma grandeza física que define a variação térmica de determinada substância ao receber determinada quantidade de calor, este fator é o calor específico.

Em outras palavras, o calor específico é a quantidade de calor necessária para que cada grama de uma substância sofra uma variação de temperatura correspondente a 1 °C, onde, o calor específico da água vale 1,00 e o do ar 0,24. Dessa forma, percebe-se que, em um curto espaço de tempo, quando o ponto encontra-se em contato direto com a água, ocorre, em paralelo ao processo de ablação, uma transferência de calor para o meio sendo esta bem maior do que este mesmo ponto em contato com o ar, o que dificulta o aumento da temperatura. Assim tornam-se aceitáveis os resultados obtidos.

Assim, analisando as Figuras 28 e 29 percebe-se que apesar da diferença de valores, as curvas apresentam um deslocamento semelhante entre si, sendo isso mais visível na figura 28. Uma importante informação presente nas tabelas acima é o valor do desvio padrão. O desvio padrão indica uma medida de dispersão dos dados em torno da média amostral. Quando se analisa a variação da temperatura em relação a variação do tempo de ablação, verifica-se que o desvio padrão encontra-se em aproximadamente 2, ou seja, um desvio baixo.

Contudo, os valores do desvio padrão obtidos com o resultado da variação de potência são relativamente altos. Isso devido ao fato que a variação de potência acentua de forma quantitativa o valor da temperatura, como supracitado. Como as temperaturas no ponto onde não teve contato com a água são bem maiores com relação ao outro ponto, é justificável a inclinação acentuada da curva vermelha com relação a curva azul.

### 3.3 Análise qualitativa

Conforme a metodologia adotada para a análise das avarias provocadas pelo processo de ablação (Capítulo II), imagens microscópicas das lesões causadas foram feitas, e, utilizando o software ImageJ estas lesões foram mensuradas. Neste contexto, mensurou-se a partir das imagens, os valores das áreas de cada lesão e o perímetro das mesmas. Nas Tabelas 14 e 15 estão contidos os valores obtidos.

Tabela 14 – Áreas ( $mm^2$ ) das avarias.

Potência	1 seg	5 seg
40W	0.449	1.293
54W	0.517	1.502
60W	0.520	1.736

Tabela 15 – Perímetro (mm) das avarias.

Potência	1 seg	5 seg
40W	2.377	4.032
54W	2.519	4.605
60W	2.555	4.686

Ao verificar as variações dos resultados, tanto com relação às linhas quanto em relação às colunas das tabelas, percebe-se que sempre há um aumento nos valores das áreas e dos perímetros. Sendo assim a área e o perímetro de avaria crescem não só com o aumento da potência mas também com o aumento do tempo de ablação.

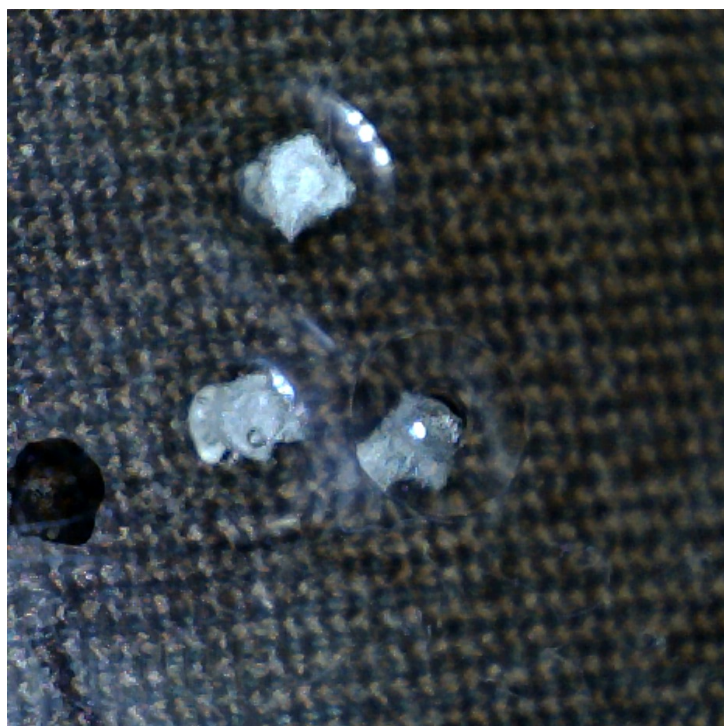


Figura 30 – Pontos onde ocorreram a ablação.





Figura 31 – Imagem microscópica dos pontos de ablação.

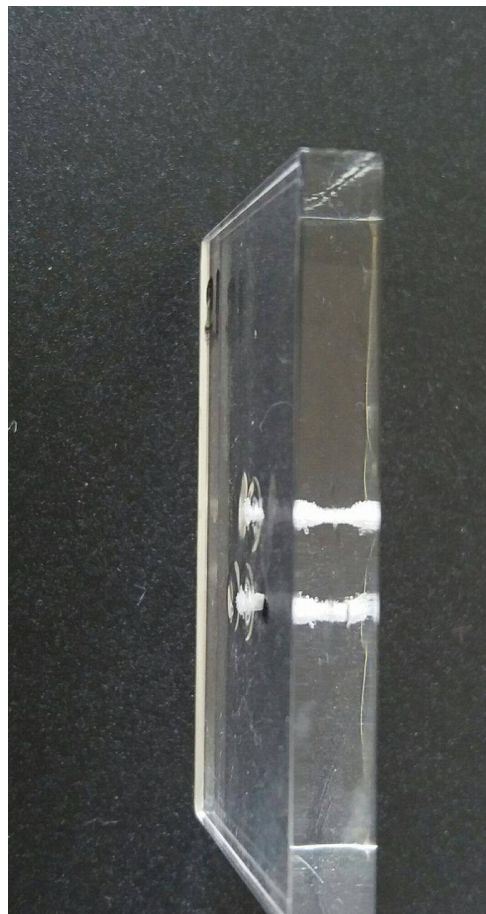


Figura 32 – Imagem lateral da placa de acrílico onde ocorreu a ablação.



Analizando as placas após os ensaios, foi possível ver que todas possuem um ponto central, onde a placa foi atingida diretamente pelas ondas ultrassônicas, e ao redor desse ponto central há uma leve dano. Isso ocorre pois, na ablação, mesmo a maior parte da temperatura sendo no ponto rente ao ponto focal do transdutor, ocorre o aquecimento ao redor desse ponto devido às ondas ultrassônicas que se desviam do eixo de emissão e também devido a propagação do calor.

### 3.4 Análise geral

Com os resultados acima mostrados e a partir da análise feita tem-se que:

- Os resultados obtidos com os ensaios foram satisfatórios;
- As temperaturas obtidas aumentaram gradativamente;
- O aumento das avarias e das temperaturas foram correspondentes ao aumento do tempo e da potência.



## 4 Considerações Finais

A partir dos resultados obtidos com as simulações e testes realizados é possível aferir características relevantes para o desenvolvimento deste projeto. Ao ser comparado ambos resultados percebe-se a semelhança entre os mesmos, uma vez que, a máxima variação de temperatura encontra-se por volta de 2 °C entre os resultados simulados e experimentais. Neste contexto, é válido ressaltar que, como na realização dos testes práticos houve a necessidade do trabalho manual, principalmente no que se envolvia questões de medições instantâneas, é inevitável a existência de incertezas durante a realização do projeto.

Avaliando-se os resultados percebe-se que os valores de temperatura aumentam de acordo com o aumento do tempo de exposição do objeto ao processo de ablação bem como com o aumento da potência, ou seja, quanto maior a potência aplicada sob o transdutor ultrassônico e o tempo de exposição do mesmo a ablação, maior as temperaturas atingidas. Quando o transdutor foi excitado a potência de 60W, os valores cresceram de forma mais gradativa e regular com relação às outras potências aplicadas, caracterizando uma estabilidade melhor.

Como supracitado, a semelhança entre os resultados teóricos e práticos conferem confiabilidade aos resultados aqui obtidos. Com isso, a expectativa é que as simulações realizadas para o fígado possuem uma significativa chance de serem verdadeiras quando comparados futuramente com os resultados experimentais. Neste contexto, conforme as informações apresentadas no Capítulo I e os resultados das simulações feitas para o fígado espera-se que o transdutor ultrassônico desenvolvido neste trabalho seja capaz de realizar o processo de ablação no fígado de maneira satisfatória.

Visualmente, as placas foram danificadas de maneira semelhante, o que confere ao transdutor uma regularidade em sua focalização independente da potência aplicada junto ao atuador. O dano causado à placa varia de acordo com o tempo que ela ficou exposta ao processo e a potência aplicada, ou seja, as placas que foram abladas por 1 segundo apresentaram danos menores do que as que ficaram expostas durante 5 segundos, de maneira semelhante ocorre com o valor da potência aplicada.

Outro aspecto importante é estabelecer a distância exata entre o atuador e o objeto alvo, para este transdutor é de 3 cm, pois quando o valor desta distância não é respeitado a ablação nem chega ser iniciada, inviabilizando assim o procedimento.

Com as informações apresentadas neste trabalho pode-se afirmar que os resultados obtidos foram satisfatórios e que o projeto que terá continuidade, a fim de tornar cada vez mais robusto o transdutor aqui desenvolvido e uni-lo posteriormente aos outros blocos do

projeto HIFU com o intuito de se desenvolver um equipamento nacional.

#### 4.0.1 Trabalhos futuros

1. Modelagem matemática do transdutor HIFU.
2. Caracterizar metrologicamente o transdutor ultrassônico e o circuito de excitação.
3. Realizar os ensaios em tecidos biológicos.
4. Validação do transdutor desenvolvido.

# Referências

- AERO. Ultrasonic transducer performance parameters. p. 4, 1978. Citado 3 vezes nas páginas 37, 40 e 41.
- AERO. Effects on diagnostic imaging: Multiple matching layer theory and application. p. 4, 1980. Citado na página 39.
- ANTHONY, R. et al. The scientific basis of urology. 1985. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 32.
- CHURCH, D.; PINCOCK, D. Predicting the electrical equivalent of piezoceramic transducers for small acoustic transmitters. p. 61–64, 1985. Citado 3 vezes nas páginas 15, 37 e 42.
- CURRA, K. P. et al. Numerical simulations of heating patterns and tissue temperature response due to high-intensity focused ultrasound. p. 1077–1089, 2000. Citado na página 31.
- DESILETS, S. C.; FRASER, D. J.; KINO, S. G. The design of efficient broad-band piezoelectric transducers. p. 115–125, 1978. Citado 2 vezes nas páginas 40 e 41.
- GALLEGO, J. A. Ultrasound transducers for pulse-echo medical imaging. p. 804–816, 1989. Citado na página 36.
- GELET, A. et al. Recurrent prostate cancer after radiotherapy – salvage treatment by high-intensity focused ultrasound. p. 60, 2007. Citado na página 31.
- GUO, N.; CAWLEY, P. Transient response of piezoelectric discs to applied voltage pulses. p. 208–217, 1991. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 35.
- HEDRICK, R. W.; HYKES, L. D.; STARCHMAN, E. D. Ultrasound physics and instrumentation. 1992. Citado na página 34.
- HIFU, B. Hifu brasil. 2016. Disponível em: <<http://www.hifubrasil.com.br/home>>. Citado na página 27.
- HUNT, J. W.; ARDITI, M.; FOSTER, F. S. Piezoelectric ceramics and ultrasonic transducers. p. 453–481, 1983. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 39.
- HUNT, J. W.; ARDITI, M.; FOSTER, F. S. Ultrasound transducers for pulse-echo medical imaging. p. 453–481, 1983. Citado 3 vezes nas páginas 47, 48 e 49.
- IEEE. Ieee standard on piezoelectricity. p. 55, 1978. Citado na página 36.
- KOCIS, S.; FIGURA, Z. Ultrasonic measurements and technologies. p. 218, 1996. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 38.
- NASCIMENTO, V. Desenvolvimento de um protocolo para construção e caracterização de transdutores de ultra-som. Universidade de Campinas, 2003. Citado 7 vezes nas páginas 34, 35, 36, 38, 40, 42 e 48.

NORTON; STEPHEN, J. Synthetic aperture imaging with arrays of arbitrary shape - part ii. p. 404–408, 2002. Citado na página 32.

OLYMPUS. 2016,. Disponível em: <<http://www.olympusims.com/pt/ndttutorials/transducers/inside/>>. Citado na página 31.

PEREIRA, A. C. W.; GLÓRIA, S. A. L.; MACHADO, C. J. Backing layer optimization for high frequency ultrasonic transducer for biomedical applications. p. 293–299, 1996. Citado na página 38.

PIERRAT, A. R. Synthetic aperture imaging with arrays of arbitrary shape - part ii. p. 781–812, 2008. Citado na página 33.

PITT, W. G.; HUSSEINI, G.; STAPLES, B. J. Ultrasonic drug delivery: a general review. expert opinion on drug delivery. p. 37–56, 2004. Citado na página 31.

SAÚDE, M. D. Home. 2016. Disponível em: <<http://portalsaude.saude.gov.br/>>. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 28.

SEIP, R. et al. Targeted ultrasound-mediated delivery of nanoparticles: On the development of a new hifu-based therapy and imaging device. p. 61–70, 2010. Citado na página 33.

TEIRLINK, M. P. et al. Development of an example flow test object and comparison of five of these test objects, constructed in various laboratories. p. 653–660, 1998. Citado na página 42.

WEISS, D. M. Medical instruments and apparatus; biomedical engineering. p. 286, 1973. Citado na página 32.

## Apêndices

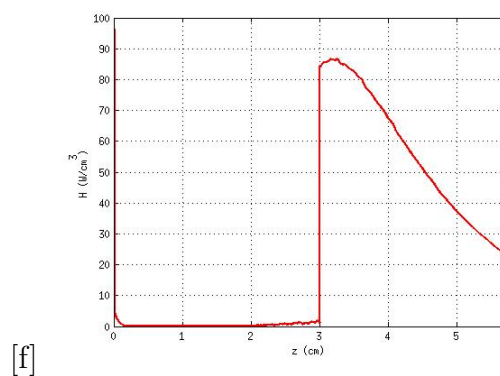
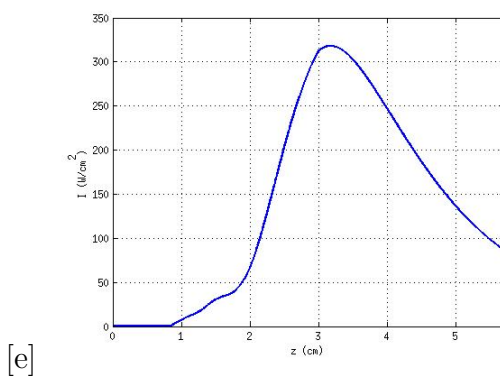
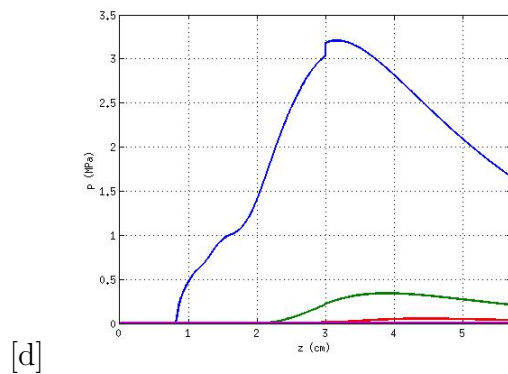
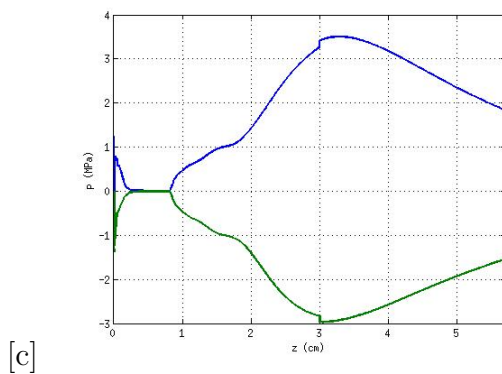
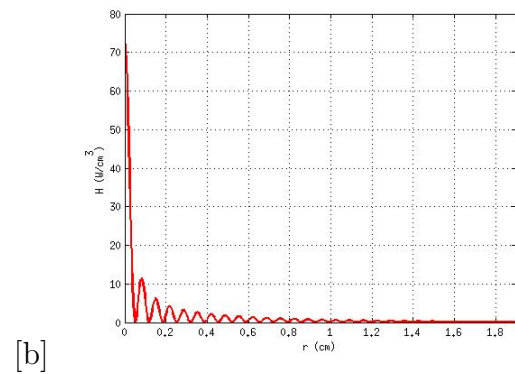
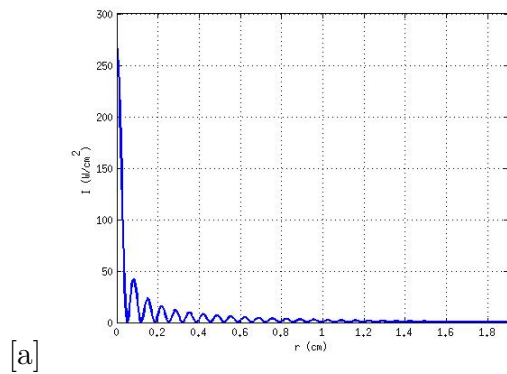




# APÊNDICE A – Simulação do processo de ablação para o tecido hepático

Nas figuras abaixo encontram-se as simulações, realizadas no software MATLAB utilizando a toolbox HIFU Simulator, do processo de ablação no fígado humano.

As simulações foram feitas utilizando as características do transdutor desenvolvido neste projeto e as características do fígado humano.



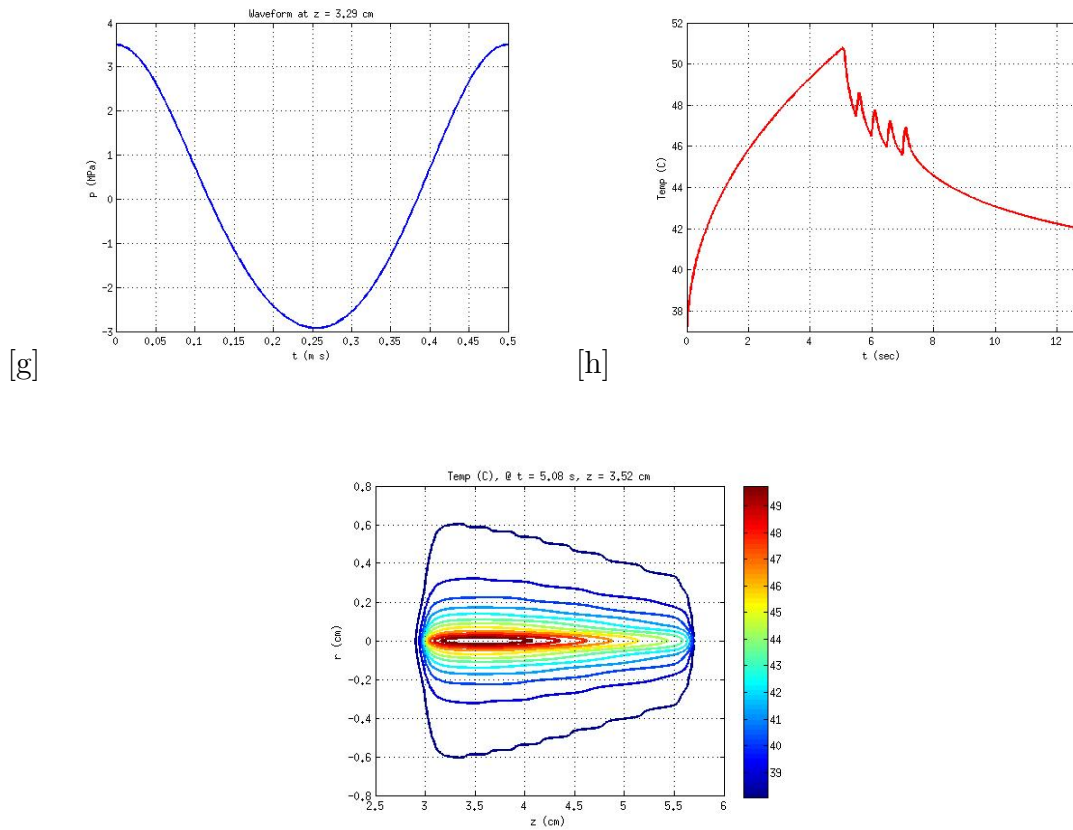


Figura 33 – Simulação do processo de ablação no tecido hepático, com potência de 60W e tempo de ablação de 5 segundos. (a) Intensidade atingida com relação ao eixo radial. (b) Taxa de aquecimento na direção radial. (c) Variação da pressão com relação ao eixo axial. (d) Variação da pressão nas cinco primeiras harmônicas com relação ao eixo radial. (e) Intensidade atingida com relação ao eixo axial. (f) Taxa de aquecimento na direção axial. (g) Variação da pressão (h) Variação da temperatura com relação ao tempo. (i) Variação da temperatura com relação a distância.